

HEART MONITORING APPARATUS AND METHOD

Patent number: JP11512012 (T)

Publication date: 1999-10-19

Inventor(s):

Applicant(s):

Classification:

- international: A61B5/00; A61B5/0452; G06F17/00; A61B5/00; A61B5/0452; G06F17/00; (IPC1-7): A61B5/0452

- european: A61B5/00B2; A61B5/0452

Application number: JP19960510969T 19960903

Priority number(s): WO1996GB02169 19960903; GB19950018094 19950905

Also published as:

WO9708989 (A1)

US5749367 (A)

PT850016 (E)

NZ316566 (A)

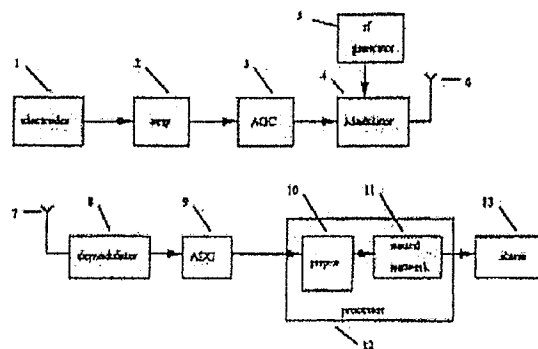
JP4001916 (B2)

more >>

Abstract not available for JP 11512012 (T)

Abstract of correspondent: WO 9708989 (A1)

A heart monitoring apparatus and method is disclosed wherein an electrocardiograph signal is obtained from a patient and processed to enhance the salient features and to suppress noise. A plurality n of values representative of the features of the electrocardiograph signal are generated and used in a Kohonen neural network to generate an n dimensional vector. This vector is compared with a stored plurality m of n dimensional reference vectors defining an n dimensional Kohonen feature map to determine the proximity of the vector to the reference vectors. If it is determined by the Kohonen neural network that the vector is within or beyond a threshold range of the reference vectors a signal is output which can be used to initiate an event such as the generation of an alarm or the storage of ECG data.



(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 5/0452

識別記号

F I

A 6 1 B 5/04

3 1 2 A

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 82 頁)

(21) 出願番号 特願平9-510969
 (86) (22) 出願日 平成8年(1996)9月3日
 (85) 翻訳文提出日 平成10年(1998)3月4日
 (86) 国際出願番号 PCT/GB96/02169
 (87) 国際公開番号 WO97/08989
 (87) 国際公開日 平成9年(1997)3月13日
 (31) 優先権主張番号 9518094.9
 (32) 優先日 1995年9月5日
 (33) 優先権主張国 イギリス (GB)
 (81) 指定国 EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), AU, CA, GB, JP, NZ

(71) 出願人 カーディオネティクス リミテッド
 英国, GU13 8UJ ハンプシャー州,
 フリート, アンセルズ ロード, アンセル
 ズ ビジネス パーク, セントオ ハウス
 (番地なし)
 (72) 発明者 ガムリン, リー
 英国, CT18 8BU ケント州, フォル
 クストーン, エチングヒル, トールスフォ
 ード クローズ 23,
 (72) 発明者 オー' シルヴィアン, シオブハン
 アイルランド, リメリック, カハーダヴィ
 ンロン, アイヴィー クローズ 2
 (74) 代理人 弁理士 古谷 栄男 (外3名)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心臓モニタの装置と方法

(57) 【要約】

心電計信号が患者から獲得されて、その顕著な特徴を高めてノイズを抑制するために処理される、心臓モニタの装置と方法が開示される。心電計信号の特徴を表す複数 n の値が生成されて kohonen 神経ネットワークで使用され、 n 次元ベクトルが生成されている。このベクトルは、 n 次元 Kohonen 特徴マップを定義する記憶された複数 m の n 次元の基準ベクトルと比較されて、基準ベクトルに対するベクトルの近似性が判断される。ベクトルが基準ベクトルのしきい値(threshold)範囲内にあるか、それを超えている旨 Kohonen 神経ネットワークによって判断される場合、警報の発生または ECG データの記憶等の事象の開始のために使用可能な信号が出力される。

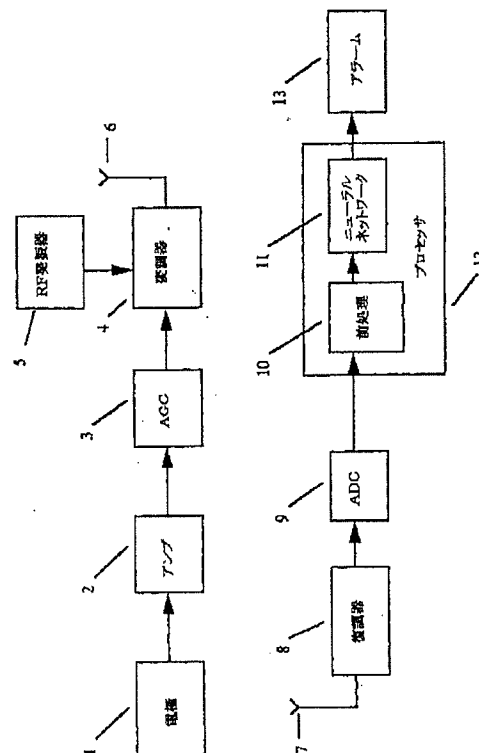


Fig 3

【特許請求の範囲】

1. 心臓モニタ装置であって：
モニターフェーズ中に、患者からの心電計信号を獲得するための検出手段、
前記心電計信号を処理して心電計信号の顕著な特徴を高め、ノイズを抑制すると共に前記心電計信号の特徴を表す複数 n の値を発生させるための前処理手段、
複数 m の n 次元基準ベクトルを格納するための記憶手段、
モニターフェーズ中に、前記複数の値を受信し、前記複数の値から n 次元ベクトルを形成し、そして前記 n 次元ベクトルを、 n 次元 Kohonen 特徴マップを定義する前記格納された複数 m の n 次元基準ベクトルと比較して、前記基準ベクトルに対する前記 n 次元ベクトルの近似性を判断するための Kohonen 神経手段、
および、
前記 Kohonen 神経ネットワーク手段が、前記 n 次元ベクトルは前記基準ベクトルのしきい値範囲内にあるかそれを超えるかを判断した場合に、信号を出力するための出力手段、
を備える心臓モニタ装置。
2. 前記 Kohonen 神経ネットワーク手段は、学習フェーズ中に、基準心電計信号の特徴を表す複数の基準値を受信し、前記複数 m の基準ベクトルを持つ n 次元 Kohonen 特徴マップを発生させ、前記記憶手段内へ前記基準ベクトルを格納するように成されている、
請求項1に請求される心臓モニタ装置。
3. 前記検出手段は、学習フェーズ中に、患者からの基準心電計信号を獲得するように成されていて；前記 Kohonen 神経ネットワーク手段は、モニターフェーズ中に、 n 次元ベクトルが前記基準ベクトルの所定範囲の外にあるか否かを判断するように成されていて； 前記 Kohonen 神経ネットワーク手段が、前記 n 次元ベクトルは前記所定範囲の外にある、と判断した場合、前記出力手段は前記信号を出力するように成されている；
請求項2に請求される心臓モニタ装置。
4. 前記基準心電計信号を、前記前処理手段へ入力するために、基準入力手

段を包含する、

請求項2に請求される心臓モニタ装置。

5. 入力手段は、心臓の動作の正規な範囲を表す前記基準心電計信号を入力するように成されていて；前記 Kohonen 神経ネットワーク手段は、 n 次元ベクトルが前記基準ベクトルの所定範囲の外にあるか否かを判断するように成されていて；前記 Kohonen 神経ネットワーク手段が、前記 n 次元ベクトルは前記所定範囲の外にある、と判断する場合、前記出力手段は前記信号を出力するように成されている；

請求項4に請求される心臓モニタ装置。

6. 前記入力手段は、少なくともひとつの既知の心臓状態を表す少なくともひとつの異常な前記基準心電計信号を入力するように成されていて；前記 Kohonen 神経ネットワーク手段は、 n 次元ベクトルが異常基準ベクトルの所定の範囲内にあるかどうか判断するように成されていて；前記 Kohonen 神経ネットワーク手段が、前記 n 次元ベクトルは前記所定の範囲内にある、と判断する場合、前記出力手段は前記信号を出力するように成されている；

請求項4または5に請求される心臓モニタ装置。

7. 前記 n 次元 Kohonen 特徴マップを定義する前期複数 m の基準ベクトルを、前記記憶手段へ入力するためのベクトル入力手段を包含する、
請求項1に請求される心臓モニタ装置。

8. 前記心電計信号から重要な特徴を抽出して、前記複数 n の値を形成すべく前記特徴を使用するために、前記前処理手段は特徴抽出を実行するように成されている、

前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

9. 前記前処理手段は、前記心電計信号中のピークを識別し、前記ピーク値を測定して前記複数 n の値を形成するように成されている、
請求項8に請求される心臓モニタ装置。

10. 前記前処理手段は、ピーク間にある点を識別し、前記点における心電計信号の値を測定してその値を前記複数 n の値に含めるように成されている、

請求項 9 に請求される心臓モニタ装置。

11. 前記前処理手段は、前記心電計信号中の、P、Q、R、S、およびTピーク、そして、PとQピーク間の中点、SとTピーク間の中点、を識別して、識別されたピークと点での信号の値を使用して前記複数 n の値を形成する、

請求項 10 に請求される心臓モニタ装置。

12. 前記前処理手段は、前記心電計信号の変換を実行するように成されている、

請求項 1 から請求項 7 の何れか一項に請求される心臓モニタ装置。

13. 前記前処理手段は、前記心電計信号のフーリエ変換、および／または Wavelet 変換を実行するように成されている、

請求項 12 に請求される心臓モニタ装置。

14. 前記 Kohonen 神経ネットワーク手段は、前記基準ベクトルと、各次元毎の前記 n 次元ベクトルとの間の差を判断し、個々の次元の差を合計し、その合計をしきい値の差の値(threshold difference value)と比較することによって、前記の比較と判断を実行するように成されている、

前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

15. 前記 Kohonen 神経ネットワーク手段は、前記 Kohonen 特徴マップ中に、前記 n 次元ベクトルをマッピングして、それらの間の差をピタゴラス法によって算出し、前記差を、少なくともひとつの、差のしきい値(difference threshold)と比較することによって、前記の比較と決定を実行するように成されている、

請求項 1 から請求項 13 の何れか一項に請求される心臓モニタ装置。

16. 心電計信号から、特有の不規則心拍を除去するために、フィルタ手段を包含する、

前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

17. 特有な不規則ビートの発生を表示するために、表示手段を包含する、
請求項 16 に請求される心臓モニタ装置。

18. 前記フィルタ手段がハイパスフィルタを備える、
請求項 16 または請求項 17 に請求される心臓モニタ装置。

19. 前記表示手段がローパスフィルタを備える、
請求項 17 に請求される心臓モニタ装置。

20. 前記フィルタ手段による前記特有な不規則ビート除去後、複数の前記心電計信号、または前記複数 n の値を平均するための平均化手段を包含する、
請求項 16 から 19 の何れか一項に請求される心臓モニタ装置。

21. 前記記憶手段は、特有な不規則心拍を識別するための第 1 の一組の n 次元基準ベクトルと、正規心拍をモニタするための第 2 の一組の n 次元基準ベクトルとを格納し；

Kohonen 神経ネットワークは、モニターフェーズ中、最初に n 次元ベクトルを、記憶された第 1 の組の基準ベクトルと比較して、特有な不規則心搏を識別し、続いて、特有な不規則心搏を除いた正規心搏から形成された n 次元ベクトルを、第 2 の組の n 次元基準ベクトルと比較するするように成されている；

前記正規心拍から形成されている前記 n 次元ベクトルは、前記第 2 の組の基準ベクトルのしきい値範囲内に入るか、または外れるかを、前記 Kohonen 神経ネットワークが判断する場合、前記出力手段が前記信号を出力するように成されている；

請求項 16 または請求項 17 に請求される心臓モニタ装置。

22. 特有な不規則心拍から形成されている n 次元ベクトルは、前記第 1 の組の基準ベクトルのしきい値範囲内に入るか、または外れるかを、前記 Kohonen 神経ネットワークが判断するとき、前記出力手段が、特有な不規則心拍の発生を表示する信号を出力するように成されている、
請求項 21 に請求される心臓モニタ装置。

23. 複数の前記心電計信号、または複数の正規心拍に関する前記複数 n の値、を平均するために、特有な不規則心拍の発生を表示する信号に応答する平均化手段を包含する、

請求項 22 に請求される心臓モニタ装置。

24. 平均化された複数の値を、平均値により値を減じて、標準偏差で除すことにより、正規化するための正規化手段を包含する、

請求項23に請求される心臓モニタ装置。

25. 前記出力手段の出力信号に応答して、警報を発生するための警報発生手段を包含する、

前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

26. 前記出力手段の出力信号に応答して、或る期間にわたり、心電計信号、および／または複数の値を格納するための記憶手段を包含する、

前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

27. 前記出力手段の出力信号を更に処理するための後処理手段を包含し、ここで、出力信号は、心臓動作に関連する更なるデータとともに誤差ベクトルを含んで、心臓ストレスの表示を提供する、

請求項1から請求項24の何れか一項に請求される心臓モニタ装置。

28. 心拍数、心拍数変動、異所性心拍のような固有な不規則心拍の発生率、SとPのピーク間にある心電計信号値と、PとQのピーク間にある心電計信号値との間の差、のうちの少なくともひとつを含む前記更なるデータを提供するための手段を包含する、

請求項27に請求される心臓モニタ装置。

29. 前記後処理手段が神経ネットワーク手段を包含する、

請求項27または請求項28に請求される心臓モニタ装置。

30. 前記神経ネットワーク手段が多層パーセプトロン手段を備える、

請求項29に請求される心臓モニタ装置。

31. 前記前処理手段への入力のために、前記心電計信号をデジタル化するためのデジタル化手段を包含する、

前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

32. 前記検出手段と前記出力手段は、互いに離間しており、前記装置は、前記両手段間の空中通信のための通信手段を包含する、

前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

33. 前記検出手段は、前記患者の胸部への取付用に編成されているポータブルハウジング内に設けられ、前記ポータブルハウジングは、前記出力手段へ信号

を伝送するためのトランスミッタ手段を包含し；

前記出力手段は、ベースステーション内に設けられ、前記ベースステーションは、伝送される信号を受信するために受信機手段を包含する；

請求項32に請求される心臓モニタ装置。

34. 前記検出手段は、患者の胸部への取付用の電極を備え、前記装置は、患者が携帯するように成されたポータブルハウジングを包含し、前記ポータブルハウジングは、前記電極からの信号を受信すると共に前記出力手段へ信号を伝送するためのトランスミッタ手段を包含し；

前記電極は、ワイヤにより前記ハウジングへ接続され；

前記出力手段は、ベースステーション内に設けられ、前記ベースステーションは、伝送される信号を受信するために受信機手段を包含する；

請求項32に請求される心臓モニタ装置。

35. 前記伝送手段と前記受信手段は、前記心電計信号の伝送と受信をそれぞれ行なうために編成され、前記ベースステーションは、前記前処理手段と、前記 **Kohonen** 神経ネットワーク手段とを包含する、

請求項33または請求項34に請求される心臓モニタ装置。

36. 前記ポータブルハウジングが、前記前処理手段と前記 **Kohonen** 神経ネットワーク手段とを含み；

前記伝送および受信手段は、前記基準ベクトルに対する、前記 n 次元ベクトルの近似性を示す信号の伝送と受信をそれぞれ行うために編成されている；

請求項33または請求項34に請求される心臓モニタ装置。

37. 前記出力手段による信号出力に応答して、所定期間の間、心電計信号、または前記複数 n の値を格納するための記憶手段を包含する、

前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

38. 前記 **Kohonen** 神経ネットワーク手段は、

学習フェーズ中、特定の心臓状態を示す心電計信号の特徴を表す第2の複数の基準値を受信し、前記 n 次元 **Kohonen** 特徴マップ中に、複数の異常基準ベクトルを発生させ；

モニターフェーズ中、前記 n 次元ベクトルを、前記複数の異常基準ベクトルと比較して、前期 n 次元ベクトルが前記異常基準ベクトルの所定範囲内にあるかどうか判断し、

前記 n 次元ベクトルが前記異常基準ベクトルの前記所定範囲内にある、と前記 **Kohonen** 神経ネットワーク手段が判断する場合、前記患者は前記特定の心臓状態を持つ、という警報を発生するための前記出力信号に応答する心臓状態警報手段を、前記装置が包含する；

請求項2に請求される心臓モニタ装置。

39. 心臓モニター方法であって：

モニターフェーズ中、患者から心電計信号を獲得するステップ、
心電計信号を前処理して、心電計信号の顕著な特徴を高めてノイズを抑制すると共に、心電計信号の特徴を表す複数 n の値を発生させるステップ、
前記複数 n の値から n 次元ベクトルを形成するステップ、
 n 次元ベクトルを、 n 次元 **Kohonen** 特徴マップを定義する記憶された複数 m の n 次元基準ベクトルと比較して、前記基準ベクトルに対する n 次元ベクトルの近似性を判断するステップ、および、
 n 次元ベクトルが前記基準ベクトルのしきい値範囲内にあるかそれを超えるかを判断した場合に、信号を出力するステップ、
を有する心臓モニタ方法。

40. 基準心電計信号の特徴を表す複数の基準値を受信するステップ、
前記複数 m の基準ベクトルを持つ n 次元 **Kohonen** 特徴マップを発生させるステップ、
前記基準ベクトルを格納するステップ、を学習フェーズで包含する、
請求項39に請求される心臓モニタ方法。

41. 学習フェーズ中、前記患者から前記心電計信号を獲得するステップ、
モニターフェーズ中、前記 n 次元ベクトルが前記基準ベクトルの所定の範囲外にあるかどうか判断するステップ、
前記 n 次元ベクトルが前記所定の範囲外にある、と判断される場合、前記信号

を出力するステップ、を包含する、
請求項40に請求される心臓モニタ方法。

42. 学習フェーズにおいて、
心臓の動作の正規範囲を表す前記基準心電計信号を獲得するステップと、基準心電計信号を処理して、前記複数の基準値を発生させるステップとを包含し；
モニターフェーズにおいて、
 n 次元ベクトルが前記基準ベクトルの所定の範囲外にあるかどうか判断するステップと、前記 n 次元ベクトルが前記所定の範囲外にある、と判断される場合、前記信号を出力するステップとを包含する；
請求項40に請求される心臓モニタ方法。

43. 学習フェーズにおいて、少なくともひとつの既知の心臓状態を表す少なくともひとつの異常な前記基準心電計信号を入力するステップを包含し；
モニターフェーズにおいて、
 n 次元ベクトルが異常基準ベクトルの所定の範囲内にあるかどうか判断するステップと、前記 n 次元ベクトルは前記所定の範囲内にある、と判断された場合、前記信号を出力するステップとを包含する；
請求項41または請求項42に請求される心臓モニタ方法。

44. 前記 n 次元 Kohonen 特徴マップを定義する前期複数 m の基準ベクトルを入力して格納するステップを包含する、
請求項39に請求される心臓モニタ方法。

45. 前記前処理ステップが、前記心電計信号から重要な特徴を抽出するステップと、前記抽出された特徴から、前記複数 n の値を発生させるステップとを有する、
前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ方法。

46. 前記処理ステップが、前記心電計信号中のピークを識別するステップと、ピーク値を測定して前記複数 n の値を形成するステップとを包含する、
請求項45に請求される心臓モニタ方法。

47. 前記前処理ステップは、ピーク間にある点を識別するステップと、前記

点における前記心電計信号の値を測定してその値を前記複数 n の値に含めるステップとを包含する、

請求項46に請求される心臓モニタ方法。

48. 前記前処理ステップは、前記心電計信号中の、P、Q、R、S、およびTピーク、そして、PとQピーク間の中点、SとTピーク間の中点、を識別するステップと、識別されたピークと点での心電計信号の値を使用して前記複数 n の値を形成するステップを包含する、

請求項47に請求される心臓モニタ方法。

49. 前記前処理ステップが、前記心電計信号の変換を実行するステップを包含する、

請求項39から45の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

50. 前記前処理ステップが、前記心電計信号の、フーリエ変換および／または Wavelett 変換を実行するステップを包含する、

請求項49に請求される心臓モニタ方法。

51. 比較ステップは、前記基準ベクトルと、各次元毎の前記 n 次元ベクトルとの間の差を判断し、個々の次元の差を合計し、その合計をしきい値の差の値と比較するステップを包含する、

請求項39から50の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

52. 比較ステップは、前記 Kohonen 特徴マップ中に、前記 n 次元ベクトルをマッピングするステップと、それらの間の差をピタゴラス法によって算出するステップと、前記差を、少なくともひとつの、差のしきい値と比較するステップとを包含する、

請求項39から50の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

53. 前記心電計信号から、特有の不規則心拍を除去するステップを包含する、

請求項39から52の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

54. 特有な不規則ビートの発生を表示するステップを包含する、

請求項53に請求される心臓モニタ方法。

55. 前記特有な不規則心拍の除去後、複数の前記心電計信号、または前記複

数の値を平均するステップを包含する、

請求項53または請求項54に請求される心臓モニタ方法。

56. 学習フェーズ中、特有な不規則心拍を識別するための第1の組の n 次元基準ベクトルと、正規心拍をモニタするための第2の組の n 次元基準ベクトルとを格納するステップを包含し；

比較ステップは、先ず、 n 次元ベクトルを、記憶された第1の組の基準ベクトルと比較して、特有な不規則心搏を識別するステップと、続いて、特有な不規則心搏を除いた正規心搏から形成された n 次元ベクトルを、第2の組の n 次元基準ベクトルと比較するステップとを有し；

出力ステップが、前記正規心拍から形成されている前記 n 次元ベクトルは、前記第2の組の基準ベクトルのしきい値範囲内に入るか、または外れるかが判断される場合、前記信号を出力するステップを有する；

請求項53または請求項54に請求される心臓モニタ方法。

57. 出力ステップは、特有な不規則心拍から形成されている n 次元ベクトルが、前記第1の組の基準ベクトルのしきい値範囲内に入るか、または外れるかを判断されるとき、特有な不規則心拍の発生を表示する信号を出力するステップを包含する、

請求項56に請求される心臓モニタ方法。

58. 複数の前記心電計信号、または複数の正規心拍に関する前記複数 n の値、を平均するためステップを包含する、

請求項57に請求される心臓モニタ方法。

59. 平均化された複数の値を、平均値により値を減じて、標準偏差で除すことにより、正規化するステップを包含する、

請求項58に請求される心臓モニタ方法。

60. 出力信号に応答して、警報を発生するステップを包含する、

請求項39から59の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

61. 出力信号に応答して、或る期間にわたり、心電計信号、および／または複数の値を格納するステップを包含する、

請求項39から60の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

62. 出力信号を後処理するステップを包含し、ここで、出力信号は、心臓動作に関連する更なるデータとともに誤差ベクトルを含んで、心臓ストレスの表示を提供する、

請求項39から59の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

63. 心拍数、心拍数変動、異所性心拍のような固有な不規則心拍の発生率、SとTのピーク間にある心電計信号値と、PとQのピーク間にある心電計信号値との間の差、のうちの少なくともひとつを含む更なるデータを提供するステップを包含する、

請求項62に記載の心臓モニタ方法。

64. 後処理が、多層パーセプトロンのような神経ネットワークにより実行される、

請求項62または請求項63に請求される心臓モニタ方法。

65. 前処理に先立って、心電計信号を要約するステップを表示する、

請求項39から64の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

66. 獲得ステップは、ひとつの位置で実行され、出力ステップは、前記第1の位置から離間する第2の位置で実行され、前記方法は、前記両位置間での空中通信を提供するステップを包含する、

請求項39から65の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

67. 心電計信号は、患者に取り付けられたポータブルユニットにより獲得され、出力信号は、前記ポータブルユニットから離間するベースステーションに提供される、

請求項66に記載の心臓モニタ方法。

68. 前記心電計信号は、前記前処理ステップ、形成ステップ、比較ステップ、および出力ステップが行われる前記ベースステーションへ伝送される、

請求項67に記載の心臓モニタ方法。

69. 獲得ステップと前処理ステップは、前記ポータブルユニット内で行われ、前記複数 n の値は前記ベースステーションへ伝送される、

請求項 67 に記載の心臓モニタ方法。

70. 前記出力信号に応答して所定期間、心電計信号と前記複数の値を格納するステップを包含する、

請求項 39 から 69 の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

71. 学習フェーズでは、

特定の心臓状態を示す心電計信号の特徴を表す第 2 の複数の基準値を受信するステップと、前記 n 次元 Kohonen 特徴マップ中に、複数の異常基準ベクトルを発生させるステップとを包含し；

モニターフェーズでは、

前記 n 次元ベクトルを、前記複数の異常基準ベクトルと比較して、前期 n 次元ベクトルが前記異常基準ベクトルの所定範囲内にあるかどうか判断するステップと、前記 n 次元ベクトルが前記異常基準ベクトルの前記所定範囲内にある、と前記 Kohonen 神経ネットワーク手段が判断する場合、前記患者は前記特定の心臓状態を持つ、という警報を発生するステップとを包含する；

請求項 2 に記載の心臓モニタ方法。

72. 心臓モニタ装置であって：

患者からの心電計信号を受信するための入力手段；

前記心電計信号を処理して、ノイズを抑制すると共に前記心電計信号の重要な特徴を抽出して、前記心電計信号の重要な特徴を表す複数 n の値を含む n 次元ベクトルを獲得するための前処理手段；

複数 m の n 次元基準ベクトルを格納するための記憶手段；

前記 n 次元ベクトルを受信し、前記 n 次元ベクトルを、 n 次元容積を定義する前記格納された複数 m の n 次元基準ベクトルと比較して、前記 n 次元容積に対する前記 n 次元ベクトルの近似性を判断し、前記 n 次元ベクトルが、前記 n 次元容積のしきい値範囲内にあるか、外れているかの表示を出力するための神経ネットワーク手段；

を備える心臓モニタ装置。

73. 前記神経ネットワーク手段は kohonen 神経ネットワーク手段を備え、

前記基準ベクトルは n 次元 Kohonen 特徴マップを形成する、
請求項72に記載の心臓モニタ装置。

74. 心臓モニタ装置であって：

患者の心臓のアクティビティを測定して、学習フェーズ中とモニターフェーズ中、心電計信号を出力するための測定手段；

前記心電計信号を処理して、そこから重要な特徴を抽出し、前記心電計信号の特徴を表す複数 n の値を含む n 次元ベクトルを発生させるための前処理手段；

複数 m の n 次元基準ベクトルを格納するための記憶手段；および、

学習フェーズ中、前記 n 次元ベクトルを使用して、前記患者に関する心電計の特徴の正規な範囲を定義する複数 m の基準ベクトルを有する n 次元 Kohonen 特徴マップを発生させ、

モニターフェーズ中、前記 n 次元ベクトルを、 n 次元 Kohonen 特徴マップを定義する前記複数の m 次元基準ベクトルと比較して、前記基準ベクトルに対する前記 n 次元ベクトルの近似性を判断し、前記 n 次元ベクトルが、前記基準ベクトルのしきい値範囲内にあるか、外れているかを判断される場合、信号を出力するための Kohonen 神経ネットワーク；

を備える心臓モニタ装置。

【発明の詳細な説明】

心臓モニタの装置と方法

本発明は、一般的には、患者の心臓の動作をモニタするための装置と方法に関する。より詳細には、本発明は、患者の心臓の、機能つまり働きの変化をモニタするための、神経ネットワークを使用して患者から得られた心電計信号の分析に関する。

心臓とその心室の筋肉膨張と収縮に伴う電気信号は、特に手術後や、その他病気の処置後に、心臓の病状ならびに心臓の状態の悪化と改善を判断するために、しばしばモニタされる。患者は心臓の機能を改善するために、運動やリハビリテーションを受ける。

心臓の電気信号は普通、導電パッドや接触子によって検出されるが、この導電パッドや接触子は、外部胸壁に貼付され、適切に訓練された人による分析のために、図式波形が表される適切なディスプレイ装置のための、波形のトレースを提供する適切なマシンへ直に結線される。しかしながら、これは、電線によって患者を永続的にモニタ装置に拘束する必要がある、更に、適切に訓練された人の介在を必要とする。

従って、本発明の目的は、心臓の状態の変化を自動的にモニタできる心臓モニタの装置と方法を提供することである。

一局面によれば、本発明は、モニターフェーズ中、患者の心電計信号を獲得するための検出手段、前記心電計信号を処理してその心電計信号の顕著な特徴を高め、てノイズを抑制すると共に前記心電計信号の特徴を表す複数 n の値を発生させるための前処理手段、複数 m の n 次元基準ベクトルを格納するための記憶手段、モニターフェーズ中、前記複数の値を受信し、前記複数の値から最終次元ベクトルを形成し、そして前記 n 次元ベクトルを、 n 次元 Kohonen 特徴マップを定義する前記格納された複数 m の n 次元基準ベクトルと比較することにより、前記基準ベクトルに対する前記 n 次元ベクトルの近似性を判断するための Kohonen 神経ネットワーク手段、および、前記 Kohonen 神経ネットワーク手段が、前記 n 次元ベクトルは前記基準ベクトルのしきい値範囲内にあるかそれを超えるかを判

断する場合に、信号を出力するための出力手段、を備える心臓モニタ装置を提供する。

本発明の第2の局面によれば、モニターフェーズ中、患者から心電計信号を獲得するステップ、心電計信号を前処理して、心電計信号の顕著な特徴を高めてノイズを抑制すると共に、心電計信号の特徴を表す複数 n の値を発生させるステップ、複数の値から n 次元ベクトルを形成するステップ、 n 次元ベクトルを、 n 次元 Kohonen 特徴マップを定義する記憶された複数 m の n 次元基準ベクトルと比較して、前記基準ベクトルに対する n 次元ベクトルの近似性を判断するステップ、および n 次元ベクトルが前記基準ベクトルのしきい値範囲内にあるかそれを超えるかを判断する場合に、信号を出力するステップ、を有する心臓モニタ方法が提供される。

Kohonen 神経ネットワーク手段が n 次元 Kohonen 特徴マップを生成するためには、一実施例によれば、学習フェーズ中、基準心電計信号の特徴を表す複数の基準値が Kohonen 神経ネットワークに入力される。Kohonen 神経ネットワークは、複数 m の基準ベクトルを有する n 次元 Kohonen 特徴マップを生成して、これらの基準ベクトルが記憶手段に格納される。

患者固有の正常データを提供するために、基準心電計信号を、学習フェーズ中に患者から獲得することもできるし、一般的な正常心臓動作を表現するために、基準心電計信号を、集団の大きなサンプルから獲得することもできる。いずれの場合も、Kohonen 神経ネットワーク手段は、モニタフェーズ中は動作して、 n 次元ベクトル、すなわち心電計信号が基準ベクトルの所定範囲の外にあるか否かを判断する。 n 次元ベクトルが所定範囲の外にある旨判断された場合に、出力信号が生成されている。この出力信号を用いて、警報の発生のような事象を発動できるし、あるいは未処理状態にある心電計信号または複数の値としての心電計信号の記憶の発動のような事象を発動することができる。また、心電計信号は複数の値としてではなく、圧縮フォームで格納することもできるだろう。更に、誤差ベクトルを含む出力信号は、例えば心臓によって経験されたストレスのレベルをモニタするために、更なる処理に使用できる。

代替実施例では、学習フェーズを省略することができ、 n 次元 Kohonen 特徴マップを定義する複数 m の n 次元基準ベクトルを、これらが、例えば別の機械上で先に学習されたところで直に入力できる。

特定の心臓状態を検出するために使用可能な、本発明の別の実施例では、ベクトルを直に入力するか、あるいは既知の異常を表す一組以上の心電計信号からそれらを学習するか、の何れかによって、少なくとも一組の基準ベクトルを、Kohonen 特徴マップ中に構築できる。このようにして、モニターフェーズ中に、 n 次元ベクトルが異常基準ベクトルの所定の範囲内にある、と Kohonen 神経ネットワーク手段によって検出されているときは、出力信号を発生させ、それを使って警報を発動すること、および／または心電計信号の記憶を発動することができる。

本発明の一実施例では、Kohonen 神経ネットワーク手段は、各次元毎に、基準ベクトルと、複数の値との間の差を判断し、個々の次元の差を合計し、その合計をしきい値の差の値(threshold difference value)と比較することによって、比較と判断を実行するようになされている。

本発明の代替実施例では、Kohonen 神経ネットワーク手段は、Kohonen 特徴マップ上に複数の値をマッピングして、それらの間の差をピタゴラス法によって算出し、その差を、少なくともひとつの、差のしきい値(difference threshold)と比較することによって比較と決定を実行するようになされている。

従って、これらの実施例のいずれかに従って、しきい値を超えた旨判断されると、出力信号を発生させることができる。この信号は単なるトリガ信号の場合もあるし、あるいは n 次元ベクトルと、 n 次元 Kohonen 特徴マップ中の最も近い基準ベクトルとの間の誤差ベクトルを含むこともできる。誤差ベクトルが出力される場合は、心臓によって経験されるストレスのレベルを測定するために、他の心臓動作関連信号と共にこれを更なる処理に使用できる。

一実施例では、この更なる処理は、多層パーセプトロンのような神経ネットワークによって実行される。入力可能な他の信号は、例えば心搏数(heart rate)、心搏数の変動性、および心電計信号の形状に関する他の固有な特徴である。

Kohonen 神経ネットワークへの入力のための心電計信号を調整するために、 n 値を提供して n 次元ベクトルを形成するべく前処理される。

一実施例では、この n 値は、心電計信号の n 個の重要な特徴を抽出することにより、例えばピークおよび他の固有の特徴を選択することによって獲得される。

本発明の代替実施例では、心電計信号はフーリエ変換および／またはWavelett (ウェーブレット) 変換を使って変換される。

心電計トレースは、異所性ビート(ectopic beat)のような特有の不規則心搏(heartbeats)を含むことがあるので、本発明の一実施例は、出力信号を発生させるために **kohonen** 神経ネットワークによって処理される心電計信号から、この特有の不規則心搏を除去する手段を含んでいる。

このような不規則心搏は、特有の周波数成分、例えば明らかに低い周波数成分を含む心室異所性ビートを含むことがあるので、ハイパスフィルタを使って、このようなビートを除去し、ローパスフィルタを使って、このようなビートが何時発生したかを識別、表示することができる。本発明の代替実施例では、**Kohonen** 神経ネットワークは異なる二組の基準ベクトルを使用すると共に、2ステップで作動することによって最初に特有の不規則ビートを分離する。第1の組の n 次元基準ベクトルが特有の不規則ビートの識別のために記憶され、第2の組の n 次元基準ベクトルが正規心搏をモニタするために記憶される。モニターフェーズの間、**Kohonen** 神経ネットワークが作動して、最初に n 次元ベクトルを、記憶された第1の組の基準ベクトルと比較して、その特有の不規則心搏を識別し、続いて、特有の不規則心搏を除いた正規心搏から形成された n 次元ベクトルを、第2の組の n 次元基準ベクトルと比較する。かくして、本方法に従って、**Kohonen** 神経ネットワークは、 n 次元ベクトルが第1の組の基準ベクトルのしきい値範囲内に入るか否かを判断することによって、特有の不規則心搏を識別できる。従って、識別された特有のこの不規則心搏は、**Kohonen** ネットワーク手段によって実行される後続ステップでは無視することができ、その発生回数を憶えていることができる。

心電計信号から特有な不規則心搏を除去することに加えて、その信号／ノイズ

比（S／N比）を高めるために、心電計信号つまり複数の値を、幾つかの正規心搏にわたって平均することが望ましい。また、精度を向上するために、その平均値を、値を減じて標準偏差で除すことによって正規化することが望ましい。

このようにして、心電計信号を前処理することによって特有の不規則ビートが除去され、S／N比が有意に改善されるので、Kohonen 神経ネットワークによる、識別を間違った新規な心電計信号の数を減らす。かくして本発明は、モニターフェーズでの心臓動作の変化をモニタできる心臓モニタ装置を提供できるのである。この装置は、患者固有の正常データ、または集団を代表する正常データのいずれかを使って作動するように設定できる。また、装置は敏感で、固有の特徴的な心電計形状によって表される固有の心臓状態を検出できる。

患者固有の正常データと共にこの装置を使用すれば、心臓動作の正常範囲を、患者がまだ入院中か、または集中治療中のような学習フェーズの間に簡単に学習できる。引きつづき、モニターフェーズにおいて、例えば病院から退院した後、または集中治療から離れた、病棟での観察期間の後、心臓の機能を、その患者固有の正常範囲と比較できる。この患者固有のモードでは、心臓の機能が正常フェーズの間に学習された正常範囲から逸脱している、と Kohonen ネットワークが判断した場合、警報の発令や心電計データの記憶等の事象を発動できる。警報の発令は適切に訓練された人の介入が可能である。警報は患者の状態の悪化を表示できる一方、同様に患者の状態の改善も表示できる。かくして、この患者固有のモードでは、いずれの場合も、患者の心臓の動作の正常範囲が移動した場合、装置をもう一度、その学習フェーズに設定して、患者の正常な心臓動作範囲を学習し直すことができる。

本発明の重要な局面は、本発明では、心臓の機能の変化が、単に脈拍数を考慮することではなく、心電計信号の完全な分析を考慮することによって判断されることである。本発明では、Kohonen 神経ネットワークが心電計信号の形状を分析できる。

集団のサンプルから導かれた訓練データを持つ利点は、心電計信号に含まれる或る量の情報がすべての患者に共通することである。その上、患者から導かれた

訓練データを持つことによって、個人特有の特徴も分類されるだろう。両タイプのデータを獲得することによって、心電計パターンの分類が可能になる。

本発明の実施例は、警報が出ていることを指示するための、および／またはストレスのレベルを指示するためのオーディオ出力を組み込んだ内蔵バッテリー作動のポータブルユニットを備えている。また、分類データまたは記憶データを転送するためのコネクタを設けて、適切に訓練された人による、後続する分析のためのデータ表示やプリントアウトを可能にする。本発明はまた、遠隔モニタ編成としての具体化も可能で、その場合、検出手段と出力手段は互いに離れていて、空中通信、例えば無線周波数信号によって相互に通信する。これは、患者が通常、心電計装置に装備されたワイヤによって制約されることがないという利点があり、従って、この編成は、広範な用途に理想的に適する。

本発明の遠隔モニタの実施例は多くの形を取ることができる。心電計信号はアナログ形式かデジタル形式のいずれでも送信可能であり、また実際、患者に装着されるモジュールは、処理を実行するとともに、何らかの形の限定されたディスプレイおよび／または警報も実行できるだろう。一実施例では、出力信号だけを遠隔ステーションに送信することができよう。

ここで、本発明の実施例を添付図面に関して説明する。

図 1 は、心電計トレースの例であり、

図 2 は、本発明の一実施例による心臓モニタ装置の概略図であり、

図 3 は、本発明の一実施例による装置の更に詳細な概略図であり、

図 4 は、本発明の第 2 実施例による装置の更に詳細な概略図であり、

図 5 は、本発明の第 3 実施例による装置の更に詳細な概略図であり、

図 6 は、本発明の第 4 実施例による装置の更に詳細な概略図であり、

図 7 は、本発明の第 5 実施例による装置の更に詳細な概略図であり、

図 8 は、Wavelett 変換の原理を説明する図であり、

図 9 A は、新規性検出を説明する 2 次元パターン空間の図であり、

図 9 B は、基準ベクトルまわりの領域からの他の形状を示し、

図 10 は、新規性検出の原理を説明する 2 次元パターン空間の図であり、

図 1 1 は、新規性検出と、固有の心臓状態の診断の両者の原理を説明する 2 次元パターン空間の図であり、

図 1 2 A は、本発明の第 6 実施例による送信装置の概略図であり、

図 1 2 B は、本発明の第 6 実施例による受信装置の概略図であり、

図 1 3 A と 1 3 B は、図 1 2 A で説明した送信機装置の回路図であり、

図 1 4 A と 1 4 B は、図 1 2 B の受信装置でシリアルアナログデータを発生させるための受信装置の回路図であり、

図 1 5 は、受信された心電計信号の図であり、

図 1 6 は、本発明の第 6 実施例の動作で得られた心電計データの初期ウィンドウ (initial window) の図であり、

図 1 7 は、R 波ピークを識別する方法を示し、

図 1 8 は、R 波ピークまわりの 1 秒ウィンドウをセンタリングする方法を示し

、

図 1 9 は、心搏数を判断する方法を示し、

図 2 0 a、2 0 b、2 0 c は、心電計トレースからの 1 2 個の値の識別を示し

、

図 2 1 は、獲得された 1 2 個の値のディスプレイを示し、

図 2 2 a、2 2 b は、第 6 実施例の動作を説明する流れ図であり、

図 2 3 は、特徴抽出ステップを説明する流れ図であり、そして

図 2 4 は、本発明の第 7 実施例の概略図である。

ここで図面を参照すると、図 1 は典型的な心電計トレースを示し、様々な特徴 P、Q、R、S、T を見ることができる。各特徴の形状と寸法は、心臓の状態と動作の重要な指標である。任意の二人の患者に関する心電計トレースの形状は決して正確に同一ではないので、患者に関する違いと固有の心臓状態を検出するには、医療実務者による重要な技量が要求される。本発明は、心電計トレースの形に関する情報を獲得して、変化の自動的な検出を可能にすることに向けられる。

図 2 は、本発明の一実施例による極めて概略的な遠隔 (リモート) 心臓モニタ装置を示す。患者 1 0 0 には、その患者 1 0 0 から心電計信号を獲得して、遠隔 (リモート) ベースステーション 6 0 0 に送信できるポータブルハウジング 2 0

0が取り付けられる。心電計信号は、既存の医療実務に適する3電極編成のような従来型電極を使って、患者から獲得できる。電極のうちの2個は差分信号を検出できる一方、第3の電極は共通信号または基準信号を提供できる。差分的に検出された信号は次に、分析のために遠隔ベースステーション600に送信できる。本発明の別の実施例によって以下に明らかにされるように、心電計信号の分析も、患者によって携帯されるポータブルハウジング200内で実行できる。

便利なことに、このポータブルハウジング200を、ベストや、同じような衣類のポケットの中にそれを入れて、患者100によって携帯できるので、電極は患者の皮膚に接して正しい位置に保持される。別法として、電極をハウジングから分離して設けて、ワイヤでハウジングに接続する。遠隔ベースステーション600では、送信された心電計信号が受信機300に受信されて、処理のために神経（ニューラル）コンピュータ400に渡される。神経コンピュータ400は、心電計信号を分析して、新規な心臓信号が検出された場合、その心電計信号をディスプレイ兼オーディオ警報装置500に渡す。神経コンピュータはまた、熟達した医療実務者による従来型の分析のために、心電計信号を記憶することもできる。

図3は本発明の一実施例を更に詳細に示し、ここで心電計信号は無線周波数信号として送信される。電極1によって検出された心電計信号は計器アンプ2に渡されるが、このアンプの特徴は、非常に高い入力インピーダンスと、非常に低い共通モード信号拒否と、0.01Hzから500Hzの帯域幅にわたって1000の正方向ゲインを持つことである。アンプ2の出力は次に、極めて応答の遅い自動ゲインコントロール回路3に供給され、歪みをもたらすことなく最大許容変調レベルで妥当なほど一定にピーク出力信号レベルが保たれるよう確保される。信号は次に、RF発振器5によって生成されているRF信号を使って、変調された形に変調される。AMまたはFM変調を適宜に使用してもよい。信号は次に、送信のためにアンテナ6に渡される。無線送信機は建物や病棟内での作動のために設計された低出力の近距離回路で、その周波数帯内で多チャンネルが作動できるような周波数安定性を持つ。ベースステーションでは、アンテナ7と復調器8

とを備える無線受信機が、チャンネル毎にひとつの心臓信号を受信、復調するが、

各チャンネルは、低出力で送信された信号を検出できるほどに敏感で、隣接する信号間を、干渉なく弁別できるほどに選択性がある。心臓信号は次に、線形 A/D コンバータ 9 によって、500 Hz のサンプリング速度でデジタル信号に変換され、アナログ信号のそのサンプルを、長さで 12 ビットと 16 ビットの間の 2 進数に分解する。2 進コード信号は次に、前処理ユニット 10 内での前処理のためにプロセッサ 12 に渡される。前処理信号は次に、分析のために神経（ニューラル）ネットワーク 11 に渡されて、正常な心電計トレースが判断を下された場合は出力が発動され、本例においては、その出力が警報ユニット 13 に可聴および／または可視警報を発令させる。その上、またはその代わりに、その出力は、心電計トレースの記憶と、多分、ディスプレイを発動できる。

図 4 は本発明の第 2 実施例を示し、ここで、電極 1 によって検出された心電計信号は、先の実施例と同様、計装アンプ 2 と自動ゲインコントロール回路 3 に渡される。しかしながら、無線送信機へのオンワード送信の前に、信号は A/D コンバータ 14 によってデジタル化されて 2 進ビットストリームを形成し、次いで、そのビットストリームを使って、変調器 4 内で RF 発振器 5 からの RF 信号が変調される。

ベースステーションでは、受信機はアンテナ 7 を備え、受信された信号を復調器 8 が復調して、初期アナログ信号のデジタル化されたサンプルであるデジタル信号を提供する。この信号は次に、プロセッサ 12 に渡されて、先の実施例と同様の方法で分析される。

次に図 5 は本発明の第 3 実施例を示し、ここで電極からの心電計信号は、1 マイクロボルト以上まで分解できる高分解能 A/D コンバータ 15 によって直接、処理される。デジタル化された信号は次に、デジタル信号プロセッサ 16 を使って処理されて、振幅が正規化され、信号の S/N 比と帯域幅限度が改善される。次いで、デジタル信号プロセッサ 16 からのデジタルデータは、変調器 4 を使って RF 発振器 5 からの RF 信号を変調するために使用される。

ベースステーションでRF信号が復調され、次いで直列デジタル信号がユニット17で並列信号に変換される。この並列信号は12から16ビットの2進コードワードを含み、それらのワードがプロセッサ12に500Hzの速度で提示される。プロセッサ12は次に、先の実施例と同様の方法で、受信された信号に動作する。

図6は本発明の第4実施例を示すが、この実施例は、心電計信号の分析が患者の携帯するポータブルハウジング内で行なわれる以外、本発明の先の実施例と同様である。電極1からの心電計信号は高分解能A/Dコンバータ15に渡される。高分解能A/Dコンバータ15の出力は次に、デジタル信号プロセッサ16に渡されて振幅を正規化し、信号のS/N比と帯域幅限度が改善される。デジタル信号プロセッサ16の出力は次にプロセッサ12に渡され、そこで心電計信号がまず、前処理ユニット10で前処理される。前処理されたデータは次に、分析のために神経ネットワーク11に渡される。新規な心電計トレースが判断を下された場合、出力信号が生成されているが、これは本実施例では警報信号である。この信号は次に、RF発振器5からのRF信号を変調する変調器4に渡される。変調されたRF信号は次にアンテナ6によって送信される。ベースステーションでは、アンテナ7が変調されたRF信号を受信し、次いで、その信号は復調器8で復調される。警報信号は次に警報ユニット21に渡されて、可聴または可視警報を発生させる。

警報ユニットに加えて、神経ネットワーク11は心搏数のような心臓信号の概要データを出力できる。警報ユニット21はディスプレイのために、そのような概要データも受信できる。

図7は本発明の第5実施例を示すが、この実施例は、信号がアナログ形式で送信される以外、図6の実施例と同様である。神経ネットワーク11の出力は、D/Aコンバータ22に渡される。D/Aコンバータ22のアナログ出力は次に、変調器4内で、RF発振器5からのRF信号を変調するために使用される。

ベースステーションでは、復調器8のアナログ出力が、A/Dコンバータを使ってデジタル化され、そのデジタル信号が次に警報ユニット21に渡される。

。上記で説明した実施例1から5において、生の心電計信号自体は、神経コンピュータによる直接処理には適さない。信号の小さな変動は有意であり、検出の必要

があるが、信号全体の中に埋没している場合はノイズレベルに比べて数字的に有意でなくなるので、生信号に対する新規性の検出の実行は事実上不可能になる。これを克服するために、デジタル信号処理技術を用いて、受信された信号から情報を抽出する。抽出された情報は心電計信号の有意な特徴を含んでおり、新規性の検出のために神経コンピュータによって測定、使用される。

心電計信号の重要な特徴は、ピーク高さとピーク間の隔たりである。心電計信号を前処理するひとつの方法は、高速フーリエ変換（FFT）の利用である。高速フーリエ変換は周波数情報を獲得する。別の、または補間的なテクニックは、Wavelett 変換の使用である。代替として、第6実施例に関して以下に説明するように、心電計信号から特徴を抽出することができる。

心電計信号を50Hzの周波数でサンプリングする一実施例において、通常は4秒のサンプルが用いられ、ウィンドウ内に少なくとも5個の完全な心搏信号を含んでいる。高速フーリエ変換（FFT）用のこのデータ準備は、多くの形を取ることができる。

1. 64個の実数成分と64個の虚数成分とを獲得するために、標準FFTアルゴリズムに対して最初の128個のサンプルを提示できる。

2. 最大振幅の信号を見出だすために、データの第1クォータでピーク探索を実行できる。これは心電計上の大文字R点であると想定される。64個の実数成分と64個の虚数成分とを獲得するために、標準FFTアルゴリズムに対して次の128個のサンプルを提示できる。これはデータを同期化してノイズの少ないFFTをもたらす利点がある。

3. 最大振幅のサンプルを見出だすために、データの第2クォータでピーク探索を実行できる。これは心電計上のR点であると想定される。ピークに先行する一定数のサンプルから128個のサンプルを選択できる。次いで、64個の実数成分と64個の虚数成分とを獲得するために、これらのサンプルを標準FFTア

ルゴリズムに対して提示できる。これは上記第2の方法に対して、ピークを有するサンプルを開始することによって生じるエッジ効果を低減する利点がある。

上記の方法はいずれも、アポジゼーション (apodisation)、すなわちハニ

ングウィンドウ (hanning window) のような、エッジ効果を低減させるアルゴリズムを使用することによって強化される。

F F Tに提示されるサンプルには、心搏数情報を考慮できるようにするために、2個以上のパルスが含まれる。別の実施例では、前処理用の単一心電計パルスと、独立の心搏数アルゴリズムとを使用して、心搏数を算出できる。これによって、心電計波形の微妙な変化に対するF F Tの感度を向上するようにしてもよい。

Kohonen 特徴マップでは、高速フーリエ変換の実数成分のみを使用することが望ましい。しかしながら、実数成分の代わりに、または実数部分に加えて、虚数成分またはパワースペクトルも使用できる。

高速フーリエ変換に加えるか、またはその代わりに、Wavelett 変換を使って、生の心電計信号を前処理できる。この変換は、一組の定義された波動関数に対する信号の類似性を測定することによって演算する。そのような一組の波動関数を図8に示す。波動関数は階層状に編成されているので、出力は元来スカラーである。変換は通常64個の値を提供できる。

高速フーリエ変換の場合と同様、多重パルスを提示できるだろうし、あるいは単一パルスも、別途に与えられる心搏情報を付して提示できるだろう。Wavelett 変換法の場合も信号の同期化が必要である。

一実施例では、高速フーリエ変換と Wavelett 変換とによって生成されている値のすべてが、Kohonen 特徴マップへの入力として使用される。多重パルスウィンドウを持つ高速フーリエ変換を使用するシステムは64個の値を提供するが、それらの値は高速フーリエ変換の実数成分で、Kohonen 特徴マップ用の64個の値を持つベクトルを形成する。高速フーリエ変換と Wavelett 変換の両者が単一パルスウィンドウに対して使用される場合は、64個の高速フーリエ変換値と64個の Wavelett 変換値を含む128個の値が提供される。

神経コンピュータは Kohonen 特徴マップとして作動する。このような神経ネットワークは周知であり、これについては「Neural Network Architectures. An Introduction」, J Dayhoff, Van Nostrand, Reinhold 1990 年、の 163～191 ページに記載されている。

Kohonen 特徴マップの特徴マッピング（マップ化）は、それによって実例トレーニング・ベクトルを特徴空間(featured space)に密集させ得るプロセスである。心電計信号からの前処理された値は、ユークリッド多次元空間内のベクトル位置を定義する。空間の次元数は、測定された特徴の数、すなわち値の数によって決定される。例えば、2つの特徴が5と3の値と共に測定された場合、その心電計のベクトル位置は2次元空間の（5、3）である。本発明の上記実施例では64個のFFT値が与えられるので、特徴空間は64次元空間である。高速フーリエ変換出力と Wavelett 変換出力とを用いる、より複雑な実施例では、Kohonen 特徴マップは128の次元を持つ。

Kohonen 特徴マップでは、最初に多次元空間にランダムに配置される複数の基準ベクトルが用いられる。Kohonen 特徴マップに値が入力される学習フェーズの間、特徴空間内の値の分布を表すために、基準ベクトルの位置が動かされる。各基準ベクトルは、その中心になって、かつそのまわりに所定の影響区域(area of influence)を持ち得る、多次元空間内の点を持つ。これを図9Aに示す。基準ベクトルを囲む区域は基準ベクトルからのパターン空間内の所定の距離を定義する。図9Bから分かるように、影響区域の形は、円形(radial)、四角形、菱形の間でそれぞれ変えることができる。円形の影響区域が最も正確だが、計算は最も複雑になる。

図9Aは2次元空間内の単一基準ベクトルを示す。この基準ベクトルのまわりには、その基準ベクトルの範囲内と見做される所定の区域が存在する。仮に基準ベクトルが、学習された基準ベクトル、すなわち心電計信号を表す場合は、心電計値がモニターフェーズで入力されると、それが影響区域内に入る場合は認識されるが、影響区域外に来る場合は認識されず、従って新規性があると思われる。すなわち、例えば警報を発動するか、心電計信号の記憶を発動できる出力信号

の発生をもたらす。また、最も近い基準ベクトルと、入力データのベクトルとの間のベクトルである誤差ベクトルも出力できる。

この空間の2次元パターンを平易に考えてみると、基準ベクトルの位置が（5、3）で、測定フェーズの間に得られた心電計信号のベクトル位置が（6、2、5）

である場合、両者間の差はピタゴラス法か、単に個々の次元の差を合計するかの何れかにより算出できる。すなわち、この場合は差は1.5となる。

特徴マッピングは、心電計信号に対する「正規な」（ノーマル）位置を記述する特徴空間内の基準位置を定義する。空間に表示されるベクトルの限界を記述するしきい値を、各基準ベクトルのまわりに設定できる。かくして、例えば、差2.2は、最早「正規」（ノーマル）ベクトルによって表示されないものとして定義できるので、新規性があることになる。これを図9Aに示す。

基準ベクトルの位置は、J Dayhoff の書物に、より詳しく記載されるトレーニングプロセス時に決定される。アルゴリズムは、各神経ネットワークが基準ベクトル位置を定めるような神経ネットワークの形を取る。サンプルデータが与えられると、反復学習プロセスを使用して、サンプルデータの位置と密度に基づく、すべての基準ベクトル対する最適位置が求められる。これがネットワーク・トレーニングプロセスである。

図10は、各々がそれ自体の影響区域を持つ8個の基準ベクトルを有する2次元パターン空間の単純なケースを示す。基準値は、学習フェーズの間に心電計値から導かれる、最適化された平均値を表し、パターン空間内の分布と密度に従って配置される。従って、各基準ベクトルに関する影響区域の外周が、学習フェーズにおける心電計信号に基づく、心電計信号に関する正規性のしきい値を定義する。

図10は、この2次元仮説例に関する2つの心電計値を示す。すなわち、ひとつは正規性のしきい値内に入る正規な心電計信号を表し、ひとつは正規性のしきい値外に来る新規な心電計信号を表す。

例えば、患者が病院環境内でモニタされているような本発明の一実施例では、

実例データが、その患者から収集されてネットワークの訓練のために使用される。別の実施例では、トレーニングデータを、集団の大きなサンプルからの心電計信号から獲得できる。一組の基準ベクトルが定義され、患者から収集されたその基準ベクトルは当該患者に独特のものになる。モニターフェーズの間に、前処理された心電計値が神経コンピュータに入力されて、ピタゴラス法か、単に個々の次

元差を合計するかのいずれかにより、基準ベクトル間の差が決定される。別法として、ラジアルバイアス関数アルゴリズムが使用できる。この場合、関数の中心と幅が上記と同様のトレーニングプロセスによって定義される。

図9Aと9Bに示すように、各中心は円形、四角形、またはバイナリ形の影響区域を持つ。入力パターン空間に提示されると、それが少なくともひとつの中心領域に入った場合は認識され、さもなければ、それは新規性有りとして処理される。

図11は、ある診断能力を備えた、本発明の更なる実施例を示す。この実施例では、心筋梗塞等の特定の状態を表す特定の基準ベクトルが定義される。パターン空間のこの領域は、特定の心臓状態を定義すると共に、特定状態での心臓の動作を表すことで周知の心電計信号の入力によって獲得できる。この実施例では、モニターフェーズにおいて、心電計信号値が正規性のしきい値の外に来て異常性の領域内に入る場合、装置は、発生した特定の心臓状態を表示できる。

図11、は単一の特定心臓状態を表すパターン空間の単一領域のみを示すが、この方法を使って、様々な特定心臓状態を表すパターン空間内の様々な領域を定義できることは明らかである。

神経コンピュータは、従って、可聴または可視のいずれかの方法で警報を発令させることができる信号を生成できる。本発明の一実施例はまた、可聴または可視警報装置に匹敵する能力を備え、神経コンピュータが認識した場合には、発生した特定の心臓状態を表示することができる。

ここで図12Aと12Bに関して本発明の第6実施例を説明する。図12Aは、患者が携帯する送信モジュールを示す。従来型の心電計信号LA、LG、RA

が計装アンプ25によって受信され、そのアンプが差分信号を増幅してそれを反アリアス・フィルタ26に出力し、サンプリング誤差を生じさせる高周波成分を取り除く。濾波された信号は次に、A/Dコンバータ27に渡され、次いで、デジタル化された信号が直列シフトレジスタ28に入力される。A/Dコンバータ27と直列シフトレジスタ28は、フレームタイミングおよび制御ユニット30に制御されている。直列シフトレジスタ28の出力は次に、遠隔空間ステーション

ンへのアンテナ31上の心電計信号送信のために、RF変調器および送信機29に入力される。

図12Bは遠隔ベースステーションの概略を示す。送信された心電計信号は、アンテナ32で拾われて、RF受信機および復調器33に渡される。復調された心電計信号は、直列D/Aコンバータ34によって、フレームタイミングおよび制御ユニット35の制御の下で、直列アナログ信号に変換される。直列アナログ信号は次に、コンピュータ36内のI/Oカード37に入力される。この実施例では、コンピュータはIBM(登録商標)互換機であり、I/OカードはNational Instruments から入手可能なLab-PC+多チャンネル・アナログデジタルI/Oカードである。使用するデータ収集ソフトは、National Instruments から入手可能なNI/DAQソフトウェアである。

次に、図12Aと12Bに示す送信ユニットと受信ユニットとを形成する回路について説明する。

図13Aと13Bは、図8の計装アンプ25、反アリアス・フィルタ26、A/Dコンバータ27、直列シフトレジスタ28、およびフレームタイミング兼制御ユニット30の回路図を示す。

患者に装着された電極は、振幅約1ミリボルトの差分信号を検出する。この信号は次に、コンデンサC5、C6を経てDC成分が除去され、次いで抵抗R7、R8とコンデンサC7から成るローパスフィルタに通される。到来する信号のDC回復(DC restoration)は、接地点に対して1MΩの漏洩抵抗R3、R4、R5、R6を備えることによって確保される。ゲインを2000にセットした極めて

高い入力インピーダンスの計装アンプ I C 1 0 の出力が、1 0 0 H z 以下のロー
ルオフ周波数を持つ単一ゲインのローパスフィルタ I C 1 2 に通される。ローパ
スフィルタ I C 1 2 の出力は、1 2 ビットの A / C コンバータ I C 9 に入力され
る。その A / D コンバータは 1 2 ビットの精度の直列ディジタル出力を与えるよ
うな構成だが、最も重要な 1 0 ビットのデータだけが使用される。

A / D 変換サイクルは、ピン 2 0 のチップセレクト (C S) 信号がローレベル
になると開始される。この後、直ちに A / D コンバータは、ピン 9 を、それがビ

ジーであることを示すローレベルにする。変換が完了するとビジー信号はハイレ
ベルにされ、J - K フリップフロップ I C 6 に回される。(C S) 信号もハイレ
ベルにされる。

連続する近似 A / D 変換の各段階の進行とともに、データビットとクロックエ
ッジ(clock edge)が、最も有意なビットから先に、A / D コンバータによって生
成されている。これらは、それぞれのピン 1 8、1 7 上で出力される。直列デー
タ (S e r D a) とクロック (s h I n) がシフトレジスタ I C 5 に送られ、デ
ータがビット当たり 1. 5 ミリ秒の H i C k 率でシフトレジスタにクロック
(clock)される。

フレームタイミング兼論理制御装置は 4 つの主要ブロックから成る。すなわち
、オシレータ兼デバイダ、カウンタ、ゲートロジック、およびシフトレジスタで
ある。オシレータ兼デバイダは、抵抗 R 1 と共に直列に結合された 3 つのインバ
ータ I C 2 A、I C 2 C、I C 2 D を備え、コンデンサ C 1 は、インバータ I C
2 A、I C 2 D の間で接地接続される。これは、H i C k 周波数である 6 6 7 k
H z で動作するオシレータを形成する。インバータ I C 2 A の出力は、非同期の
2 進デバイダ I C 1 に送られ、デバイダは H i C k を 2 5 6 で除して 2. 6 k H
z で動作する低周波クロック L o C k を発生する。D タイプのフリップフロップ
I C 7 A を用いてデバイダの出力を H i C k に同期させる。

カウンタは、1 3 で除すようにセットされた同期プログラマブルカウンタ I C
3 を備えている。これは 3 にプリセットされた後、1 5 までカウントすることによ
って行なわれ、その後の実行はカウンタを再び 3 にプリセットする。これが 2

600Hzのクロックから、毎秒200フレームのデータフレーム率を作り出す。

各フレームの始まりは、SyncパルスLockビートワイドによって表示される。これはJ-KフリップフロップIC6Aによって生成されている。カウンタIC3のQ3出力が高くなると、3から4へのカウント転移時にJ-KフリップフロップIC6AのJ入力がハイレベルにされて、次のLock立ち上がり区域(rising edge)でJ-KフリップフロップIC6AのQ出力Syncがハイレベルになる。2カウントの後、カウンタIC3のQ2出力は、カウンタが5か

ら6に進むにつれて高レベルになり、J-KフリップフロップIC6AのK入力が高レベルになる。Lockの次の立ち上がり区域で、J-KフリップフロップのQ出力は低レベルにクロックバック(clocks back)する。次のLockエッジでのJ-KフリップフロップIC6Aのトグル(toggling)を防ぐために、カウンタIC3の出力Q4が高レベルになったとき、J-KフリップフロップIC6Aをリセットに保つ。Syncを使ってA/D変換が開始されるが、これはインバータIC4CとJ-KフリップフロップIC7Bとを備える立ち上り区域検出器に、J-KフリップフロップIC6Bを高レベルに、CSを低レベルにすることにより、A/D変換をスタートさせる1ビートパルスを発生させて行なわれる。セット・リセットタイプのフリップフロップがインバータIC4AとIC4Bから作成されて、Q4出力カウンタIC3が高レベルになったときにフリップフロップをカウント8にセットし、Syncが高レベルになったときにフリップフロップをカウント3にリセットすることによって、10ビートへのLockのためにゲーティング(gating)が準備される。出力のクロック・イネーブル(CkEn)を使ってシフトレジスタIC5でクロックをゲートする。

シフトレジスタIC5は12ビットのシフトレジスタとして構成されている。A/DコンバータIC9は、変換が完了すると、1.6マイクロ秒の間隔で12のクロックエッジを発生させ、これを使って各データビットが、シフトレジスタIC5の中にクロックされる。データは、はるかに低速の2600Hzでクロックアウトされる。Lockは、インバータIC8BによってCkEnでゲートさ

れてシフトレジスタ I C 5 のデータをシャットアウトする。直列データストリームは、インバータ I C 8 D 上で S y n c パルスとミックスされて、インバータ I C 4 B からのインバーテッド L o C k を使ってゲートされるので、1 / 2 幅のデータパルスが直列出力ストリーム中に生成されている。10 個の L o C k エッジだけがシフトレジスタ I C 5 の中にゲートされるので、最も有意ではない低い 2 ビットのデータは無視される。

この実施例では、専用の低出力無線モジュールがデータ伝送に使用される。これは 433 MHz または 458 MHz で動作すると共に FM を作動させる。変調帯域幅は 4000 ボーの領域にあるので、この構成で 2600 ボーのデータ速度を扱うことができる。

回路は低電力設計として実施されているので、低容量のバッテリーで作動できる。

次に、図 14 A と 14 B を参照すると、受信機兼デコーダ回路は、2 出力、ひとつの信号アウト、および受信信号強度インジケータ (R S S I)、を有する専用 FM 受信機を備えている。R S S I がいない場合、デコーダ回路はリセットに保たれる。R S S I 信号はダイオード D 1 に入力され、強度が下がったとき、データ劣化が起こる前にカットオフするためのしきい値レベルを提供する。トランジスタ Q 1 を用いて、信号をシュミットトリガ I C 2 A に切り換えて、有効データ信号 V a l i D a を発生させる。緑色 L E D の D 3 を使用して、この信号の存在を表示する。この有効データ信号は、有効データだけが受け入れられるように、直列データをゲートするのにも使用される。トランジスタ Q 2 は S y n c 検出器である。データパルスが存在する限り、コンデンサ C 1 は放電状態を保つ。2 ビート幅の、従って他のどのパルスよりも長い S y n c パルスが発生したときは、常に、コンデンサ C 1 を跨ぐ電圧がシュミットトリガ I C 2 C のしきい値まで上昇して、(S y n c D e t) が低レベルになる。信号は、S y n c の立ち下がり区間 (trailing edge) で高レベルなる。

(S y n c D e t) 信号は単安定素子 I C 7 A、I C 7 B に入力される。単安定素子 I C 7 A は、(S y n c D e t) の立ち上がり区間でトリガされ、単安定

素子 I C 7 B は、(S y n c D e t) の立ち下がり区間でトリガされる。単安定素子 I C 4 A と I C 4 B は、交差結合されてオシレータを形成する。この技術は、イネーブル化された後の最初の数サイクルの間隔が長くなる、というオシレータに伴う問題を克服するために使用される。単安定素子によって各サイクルの周期が正確に決定される。交差結合の単安定素子 I C 4 A、I C 4 B を備えるオシレータは、単安定素子 I C 7 B の出力によってトリガされる。プリセットカウンタ I C 1 A は、オシレータからの 12 サイクルをカウントした後に停止する。それは単安定素子 I C 4 B をゲートオフすることによって、クロックを止める。それは I C 7 A によってリセットされて、I C 7 B が単安定素子 I C 4 A をトリガし

てクロックをスタートさせる。

有効な直列データがシュミットトリガ I C 2 B、I C 2 D によってゲートされて、12 ビットの直列レジスタを与えるように接続される 3 個の 4 ビットシフトレジスタ I C 5 A、I C 5 B、I C 8 A に送られる。10 ビットのデータと 2 ビットの S y n c でシフトする 12 のクロックサイクルが発生する。S y n c ビットは無視され、シフトレジスタの最も有意性が低い 2 ビットは使用されない。データは直列的に 1 フレーム上にシフトインされ、次のフレームの (S y n c D e t) 上で出力バッファ I C 3、I C 6、I C 9 のデータが更新される。10 ビットのデータがコンピュータへの入力に利用可能で、コンピュータは次に、このデータを使ってデータ抽出と新規性の検出を実行できる。本実施例では、この並列データは使用されない。

並列データを使用する代わりに、直列 D/A コンバータ 10 と、アンプ I C 11 A とに接続されたローパスフィルタからの直列アナログ出力が使用される。直列 D/A コンバータは、データが T 1 によってクロックされる直列クロックイン 2 進データ (serially clocked-in binary data) に対して 0 ~ 5 ボルトの出力を提供する。(S y n c D e t) は負荷または更新信号として使用される。アンプ I C 11 A はローパスフィルタとして使用されて、アナログ信号を平滑化する。

かくして、本実施例では、心電計信号が、ポータブル患者モジュールから遠隔

ベースステーションまで、分析のために送信される。ここで本発明の第 6 実施例によって実行される分析方法を、図 1 5 ~ 2 3 に従って説明しよう。これは P C で動作するプログラムによって実行される。

図 2 2 A と 2 2 B は、本発明の本実施例の分析方法を示す。ステップ S 1 では、心電計データが図 1 5 に示す形で入力される。データは 1 k H z のサンプル速度で取り込まれ、S 2 ステップで、2 進*. W A V ファイルとして格納される。2 進*. W A V ファイルは、ステップ S 3 で E x c e l (登録商標) ファイルに変換され、ステップ S 4 で振幅情報が抽出される。ステップ S 5 では、データが周波数 1 0 0 H z で二次サンプル化される。ステップ S 6 では、図 1 6 に示すように、3 秒ウィンドウ、すなわち 3 0 0 個のサンプルが採取される。ステップ S 7

では、中央の 2 秒が R 波ピークに対して走査される。ピークが図 1 7 に示すように識別され、ステップ S 8 では、1 秒ウィンドウが、図 1 8 で示すように R 波を中心にした状態で作成されている。ステップ S 9 では、3 秒ウィンドウ全体が、1 秒ウィンドウが 0 ~ 1 の範囲の振幅を持つように正規化される。図 2 2 B に示す次のステップは、特徴抽出のステップ S 1 0 である。図 2 3 は特徴抽出プロセスのステップを示す。ステップ S 1 0 0 では、R 波からプリセットされた距離の、ウィンドウ内の最高点を見出すことによって T 波が識別される。この距離は心電計に関する先験的情報によって定義される。ステップ S 1 1 0 では S 波と R 波の両者の振幅が測定され、ステップ S 1 2 0 では、その 2 つの平均値が取られてステップ S 1 3 0 で使用され、算出された平均値より上にあるピークを探すことによって、3 秒ウィンドウの中の、次または先の R 波の位置を突き止める。最初に位置を確認した R 波のいずれかの側の、3 秒ウィンドウの大きい方のセクションを R 波を求めて走査し、その点の振幅が平均値よりも大きい隣接点の位置を確認する。この位置のまわりにウィンドウを置いて次の R 波の位置を確認する。図 1 9 はこのプロセスを示す。

ステップ S 1 4 0 では、R 波間の測定された間隔から 1 分当りの心搏数が算出される。算出された値は離散的な値で、時間に対する平均化による平滑化は行な

われない。ステップ S 1 5 0 では、R 対 R の変動性、すなわち心搏数の変動が最も直近の 2 0 0 の鼓動に対して計算され、これが心搏数の測定値と共に出力される。

次にこの方法は、鼓動の形をしたパターンの存在を識別すると共に、心室異所性ビート (ventricular ectopic beat) や人為的ビート等の不規則ビートの位置を確認するように設計された一連のステップを記載する。心室異所性ビートは、心臓を通る導通路が心室内の悪性のこぶから出ているときに起こる。心臓ストレスの診断にとって、このようなビートの存在の確認は重要だが、心臓状態のモニタに関しては擬似的なものに見做さなければならない。

本方法のこの部分の背景にある主たる概念は、信号を、時間の次元から信号タイプの、より大きな分類 (separation) を提供する次元へ移転することである。

これは、信号の分割によってこの実施例の中で達成されている。しかしながら、必要な値を発生させるために、フーリエ変換、またはより詳細には Wavelett 変換等の変換を使用してもよい。

ステップ S 1 6 0 では、P Q 波と S 波の位置がビード形状の先験的な知識を用いて計算される。P 波と Q 波の中点は、P - R インターバルと呼ばれる期間に発生する。これは、振幅を測定する基になる基線と見做することができる。S 波と T 波の中点は心室の回復期に関して診断上重要である。かくして、ステップ S 1 7 0 では、図 2 0 A に示す中点 P Q と S T が決定される。図 2 0 B はこれらの点の振幅の計算を示し、図 2 0 C では、ステップ S 1 8 0 で実行された 1 2 の値の計算を示す。図 2 1 は E C G トレースから得られる 1 2 の値を示す。

波形の分析のために取られた 1 2 の点は次の通りである：

$$\begin{array}{l}
 \circ \text{ P amplitude} - \text{P Q amplitude} \quad | \\
 | \text{ P Q amplitude} - \text{Q amplitude} \quad | \\
 | \text{ P Q amplitude} - \text{S T amplitude} \quad | \\
 | \text{ P Q amplitude} - \text{R amplitude} \quad | \\
 | \text{ P Q amplitude} - \text{S amplitude} \quad | \\
 | \text{ P Q amplitude} - \text{T amplitude} \quad |
 \end{array}$$

$$\begin{array}{|c|}
 \hline P_{time} - Q_{time} \\
 \hline P_{time} - T_{time} \\
 \hline Q_{time} - R_{time} \\
 \hline Q_{time} - S_{time} \\
 \hline Q_{time} - T_{time} \\
 \hline S_{time} - T_{time} \\
 \hline
 \end{array}$$

心電計信号を表す12の値を明確化した後、ステップS11では、学習またはモニターモードが必要か否か判断される。基準ベクトル、つまり Kohonen 神経ネットワークのニューロンの位置を判断するために学習モードを必要とする場合

は、ニューロンの数と初期位置を定義することによって、学習フェーズがステップS12で開始される。ステップでは、次に12の値が、ニューロンの位置をステップS14で学習することになる Kohonen 神経ネットワークに入力される。これは、ステップS6で確認された入力EDCデータの3秒ウィンドウの各々について継続される。

モニタが必要である旨ステップS11で判断された場合、12の値が Kohonen 神経ネットワークに入力され、ステップS15で異所性ビートが識別される。学習とモニタの両モードにおける Kohonen 神経ネットワークの動作原理は、J D ayhoff の書物に記載されている。ステップS16では最も近いニューロン（基準ベクトル）が判断され、ステップS17では、入力ベクトルと最も近い基準ベクトルと間の誤差ベクトルが判断される。ステップS18では、誤差が所定のしきい値を超えるか否かが判断される。ステップS19でしきい値を超える場合、異所性率が計算、出力されて、ステップS20でそのビートが異所性ビートである旨マーキングされるので、以後の心電計信号処理では無視される。従って、処理は、あたかもステップS18でしきい値を超えなかったものとして継続され、ステップS21では、異所性ビートを含まない8つの最も直近の1秒ウィンドウ（サブ）が、メジアン平均法によって平均される。ステップS22では、図23に示すように、特徴抽出が再度、実行される。ステップS23では、予め算出された平均値と、各値毎の標準偏差とを使って、12の値が正規化される。次元毎

に平均値と標準偏差が、任意の100のデータセットに対して算出され、値を正規化するために、各値から平均値を減じて標準偏差で除算される。

ステップS24では、STセグメントの降下が算出されて出力された。STセグメントの降下は心室の回復能力に関する診断情報を含む。従って、STセグメントの降下は全体的な心臓ストレスレベルの指標として使用できる。

正規化された12の値は次に、ステップS25で **Kohonen** 神経ネットワークに入力される。**Kohonen** 神経ネットワークは、学習フェーズの間に学習したニューロンを持つ（ステップS12、S13、S14）。ステップS26で入力ベクトルに最も近いニューロンが決定され、ステップS27で誤差ベクトルが決定

される。ステップS28では、しきい値を超えたか否か判断され、超えた場合は新規性を示す出力信号がステップS29で生成されている。ステップS29では、誤差ベクトル判断ステップS27も出力できる。

しきい値を超えない場合でも、一旦、信号がステップS29で出力されたなら、しきい値を超えたものと判断され、次の3秒ウィンドウが分析される。すなわち、プロセスはステップS6に戻る。第6実施例の動作方法では5つの出力が生成され、これらは、毎分当りの心搏数、心搏数の変動性（R対R変動性）、異所性率、STセグメント降下、および **Kohonen** 神経ネットワーク分析の出力信号である。これら5つの異なる測定値は、その各々が心臓ストレスの重要な指標であり、これらの値の重み付けと組み合わせによって、総合的な心臓のストレスレベルが与えられる。これらの信号に適用される実際の重み付けは用途によって決まる。必要な重み付けは、多層パーセプトロンのような神経ネットワークを用いて算出できる。このネットワークの動作についても、**J Dayhoff** の書物に記載されている。

心臓が受けるストレスの全体レベルをモニタする能力は、格付けされた心臓ストレスの出力ベクトルをイネーブル化する。これによって、システムは広範な用途を持つことができる。

次に図24に従って説明すると、これは本発明の第7実施例の概略図で、この実施例では、信号の処理と分析のすべての特徴が、ポータブルユニットである単

一ユニット内で実行される。電極 100 からの心電計信号は計装アンプ 200 に渡され、次に A/D コンバータ 300 に渡される。デジタル信号は次に、信号を前処理するためにプリプロセッサ 400 に渡される。前処理された信号は次に、上述の分析のために神経ネットワーク 500 に渡される。神経ネットワークの出力は次に、ディスプレイおよび／または可聴出力ユニットを備える出力装置に出力される。出力装置は任意の心電計信号の記憶を発動できる。

本発明を具体的な実施例に関して説明したが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、また主張される発明の範囲内で様々な変更が可能であることは言うまでもない。例えば、可視または可聴出力は、心臓が受けるストレスレベルを表示できるし、特定の心臓状態が検出されたり、心臓の動作の望ましくない変

化が患者に検出されたときは、更に具体的な警報を提供できるだろう。また、特定のストレスレベルの検出、心臓動作の変化の検出、あるいは神経ネットワークによる特定の心臓状態の検出を使用して、適切に訓練された人による分析のために心電計トレースの記録を発動することができる。また、上記事象が発生する回数を記録すると共に、更に患者に対して、彼らも感じた場合はその時点を記録するための表示装置を提供できる。これは心臓状態の識別を可能にするための追加情報を提供するだろう。また、全体を通して Kohonen 神経ネットワークの使用について言及したが、本発明は、心電計から誘導される値の分析のために提供される、任意の等価神経ネットワークに適用できる。

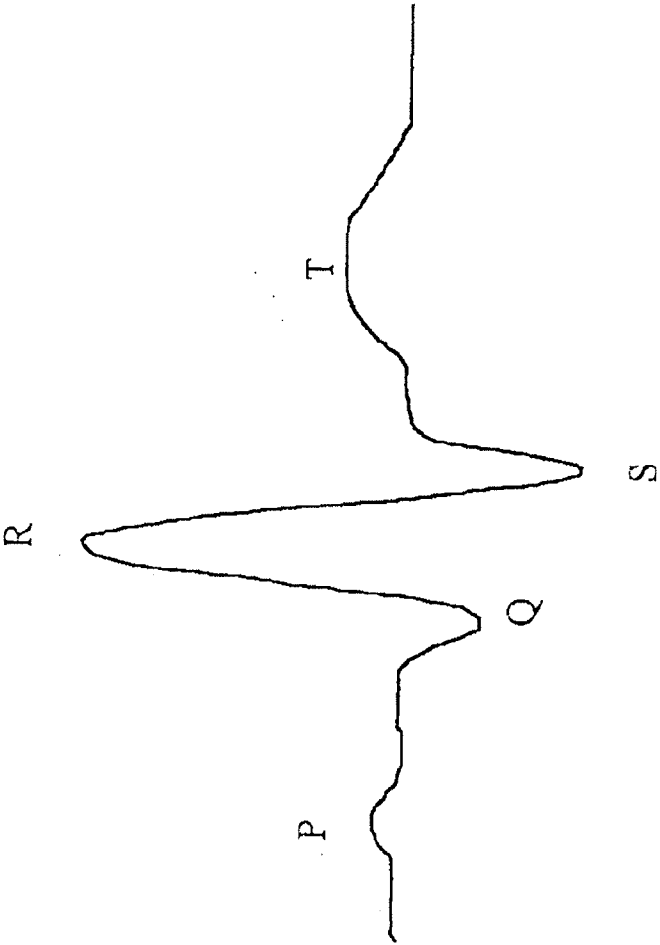


Fig 1

【图 1】

【図 2】

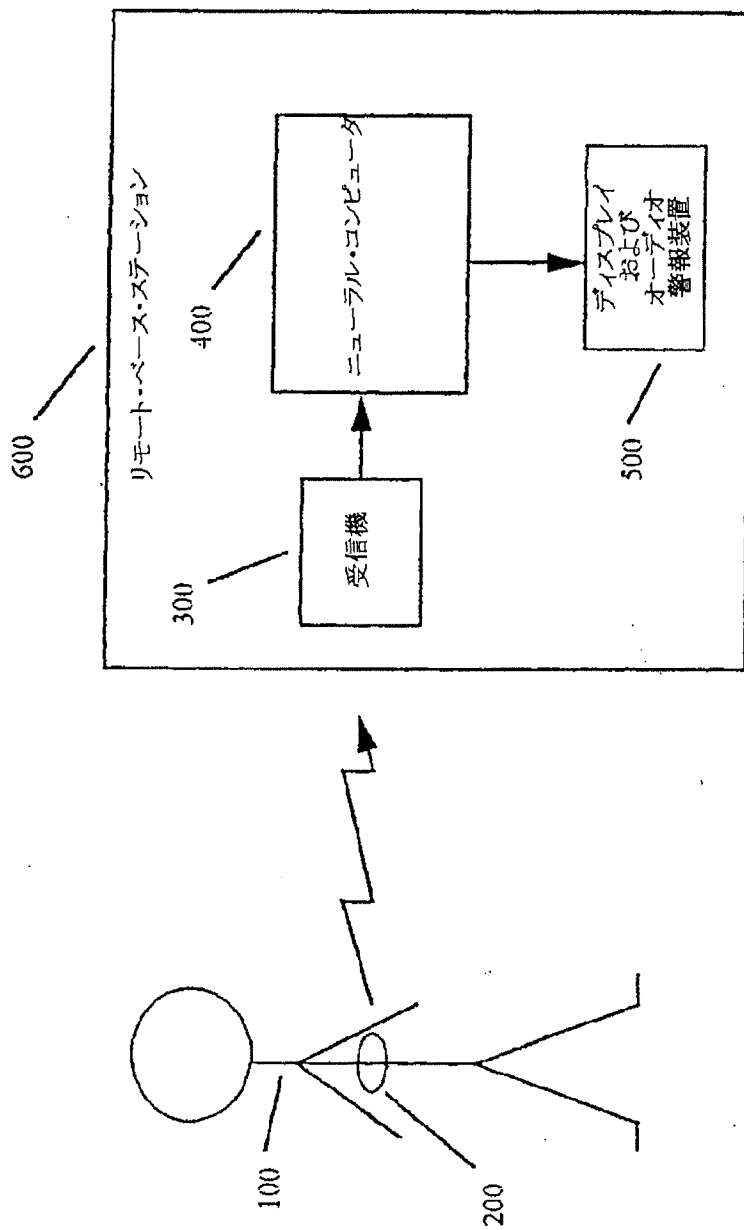


Fig 2

【図 3】

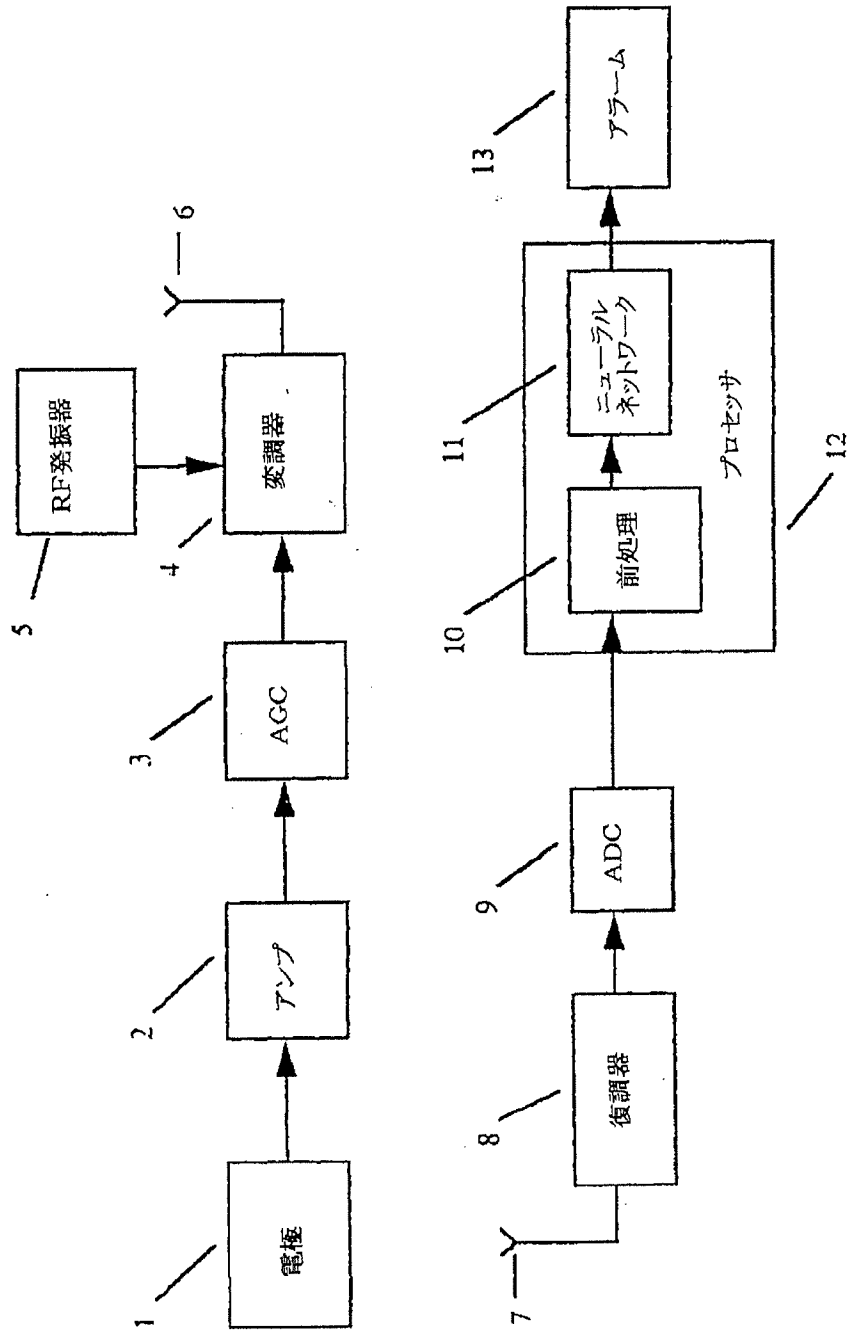


Fig 3

【図4】

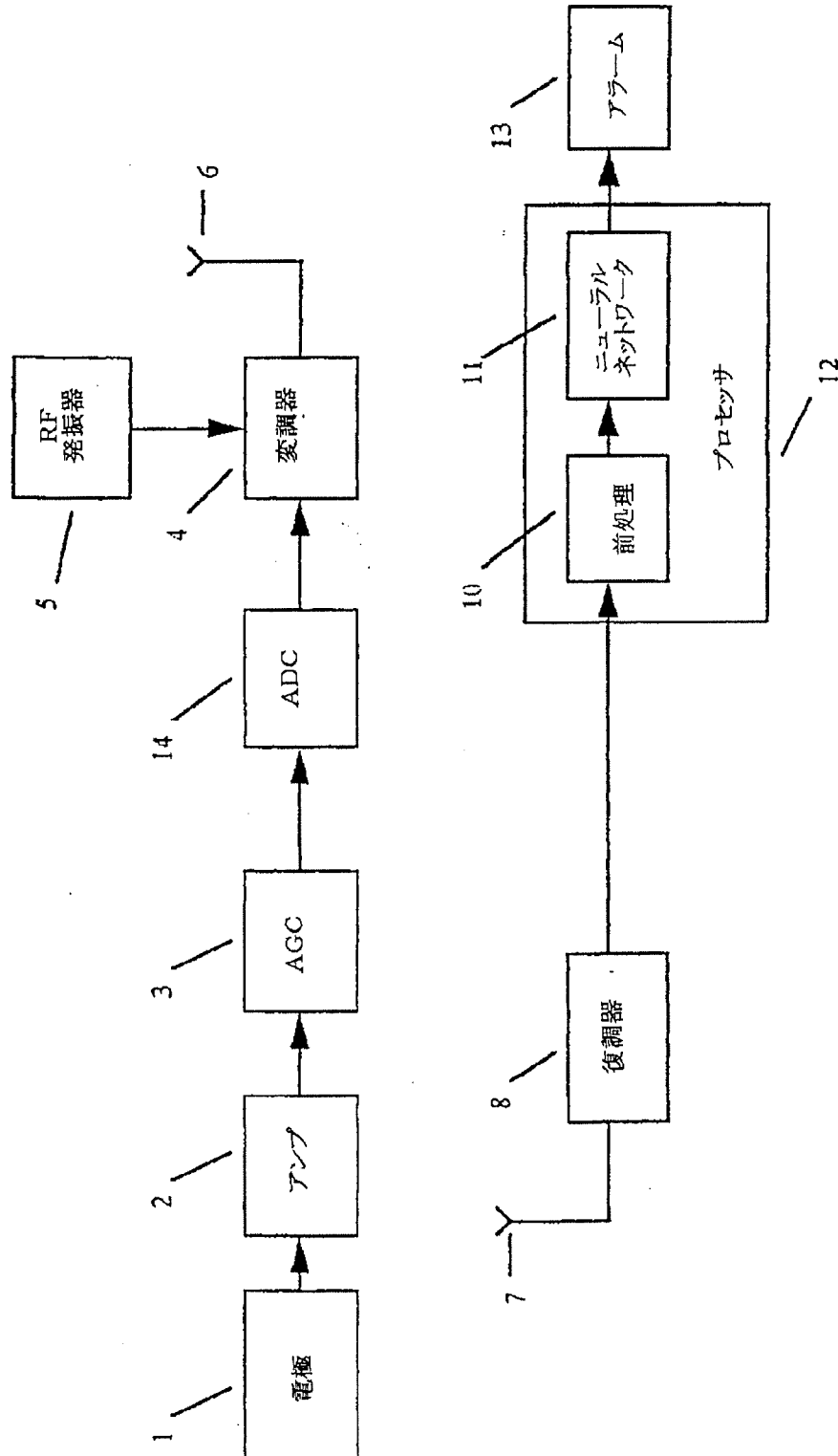


Fig 4

【図5】

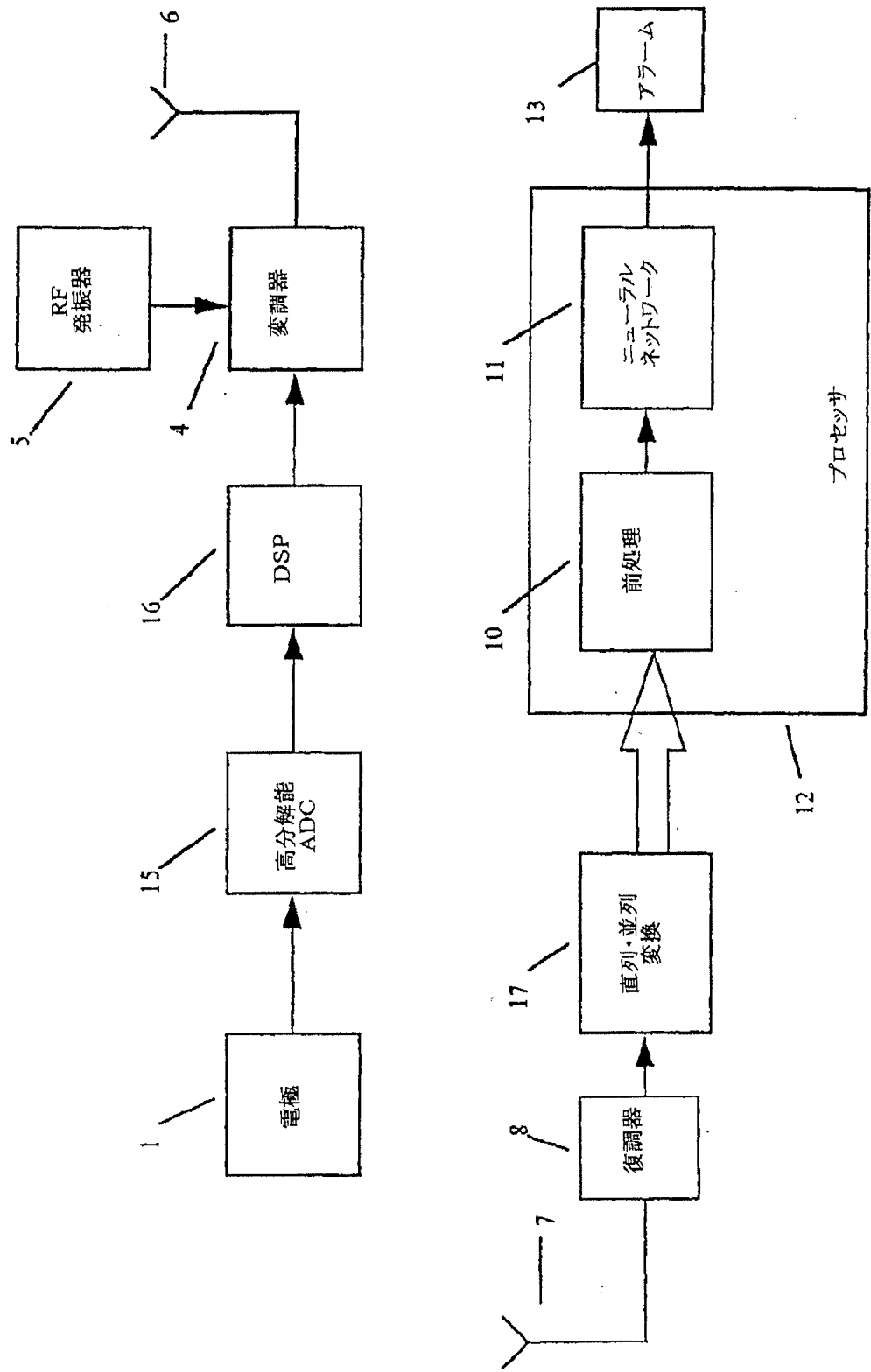


Fig 5

【図 6】

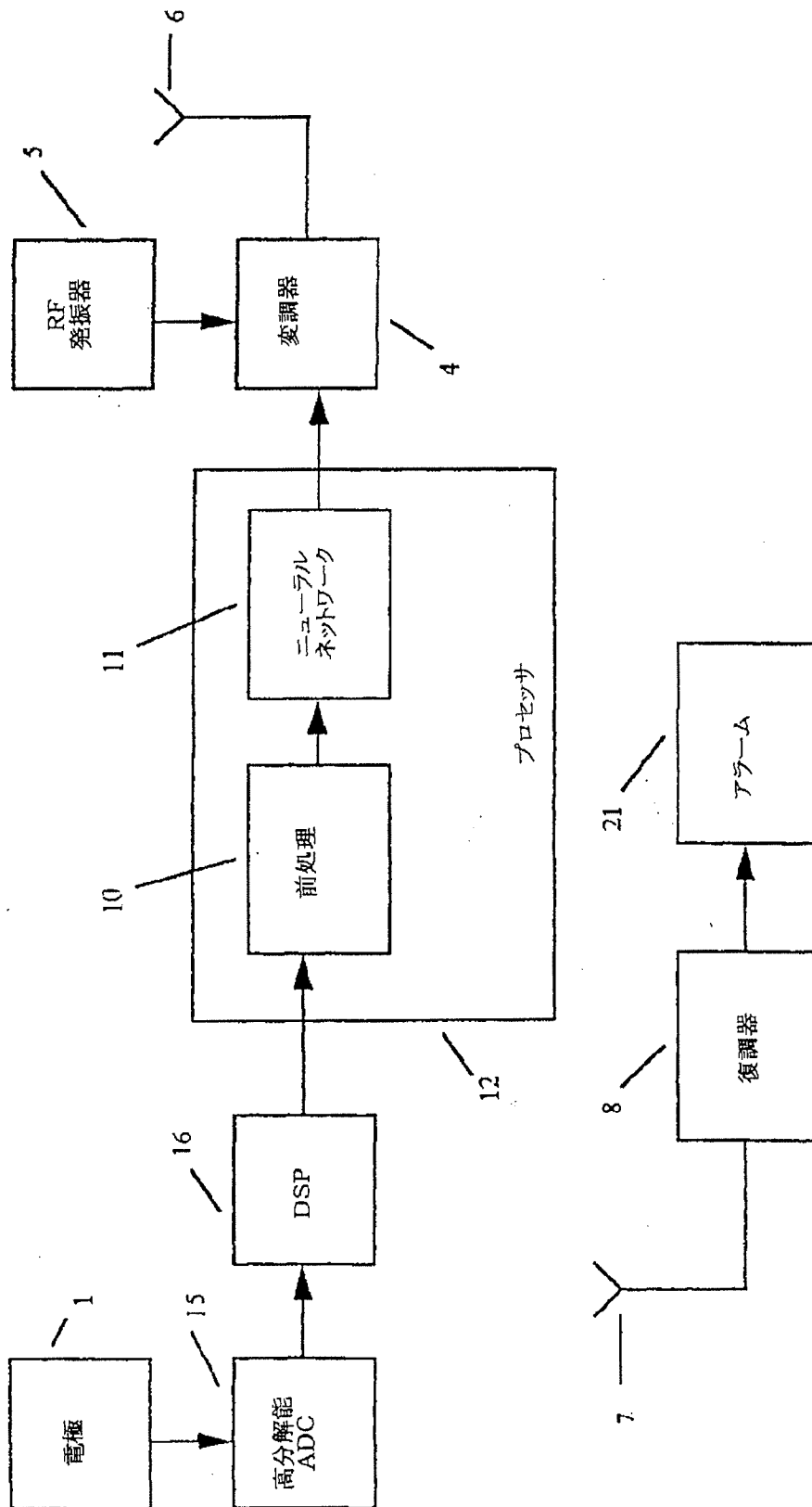


Fig 6

【図7】

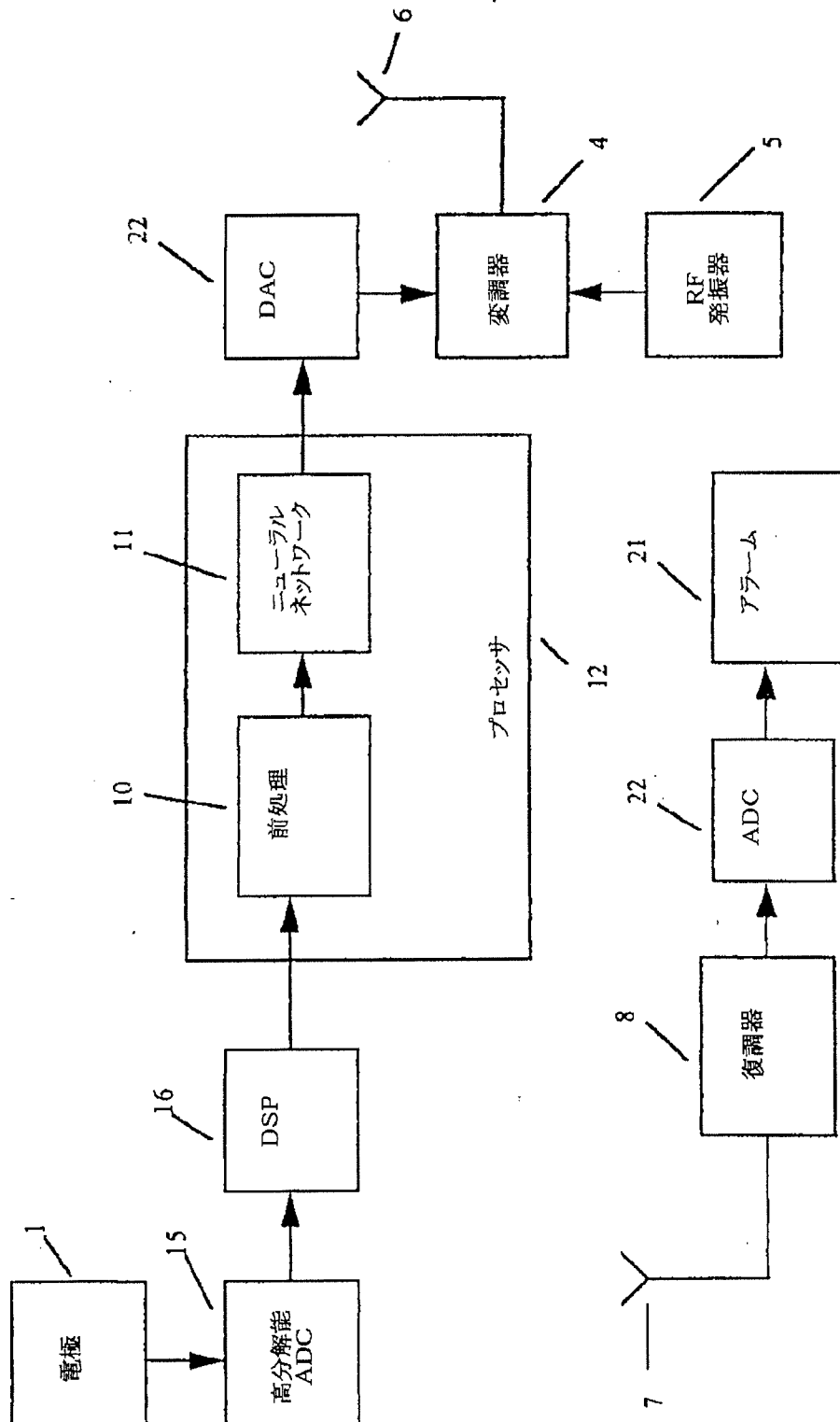


Fig 7

【図8】

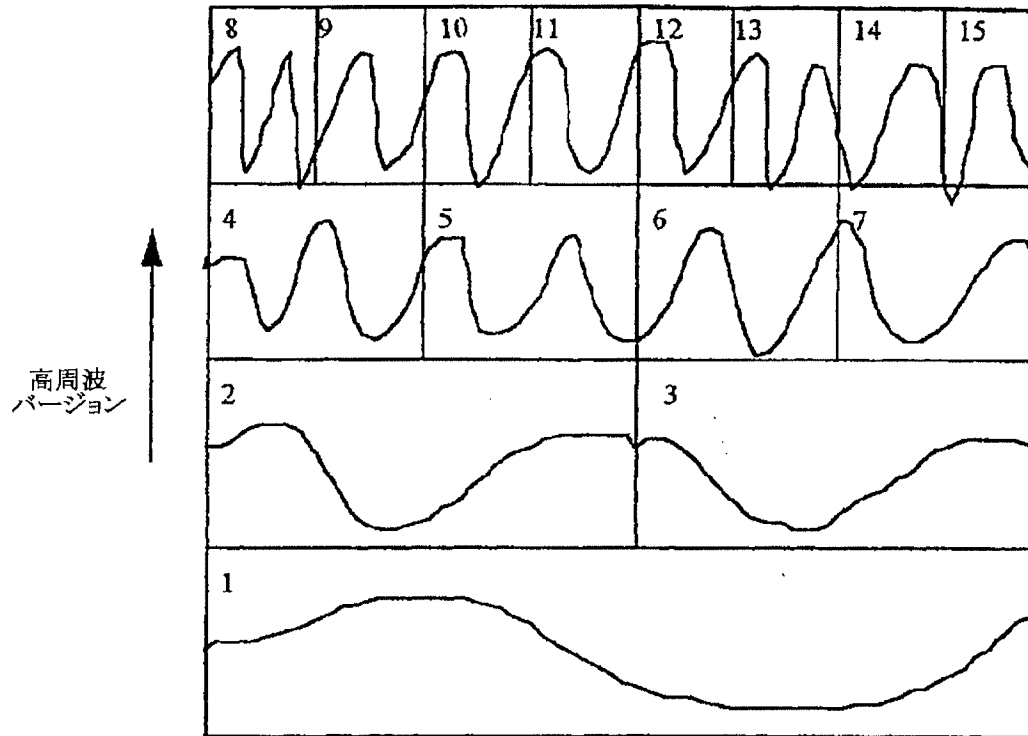


Fig 8

【図9】

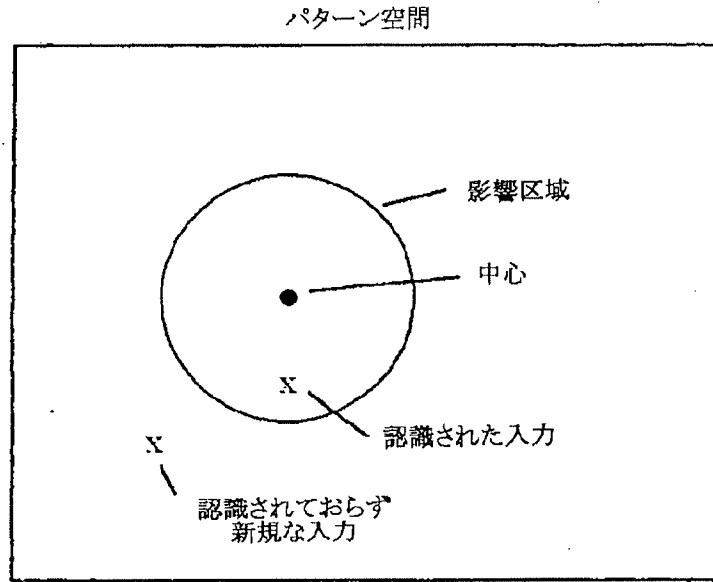


Fig 9a

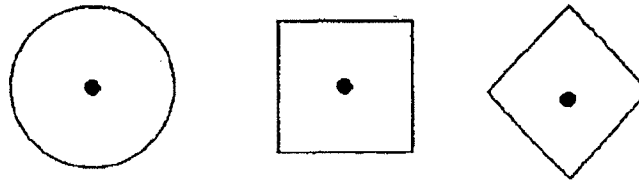


Fig 9b

【図10】

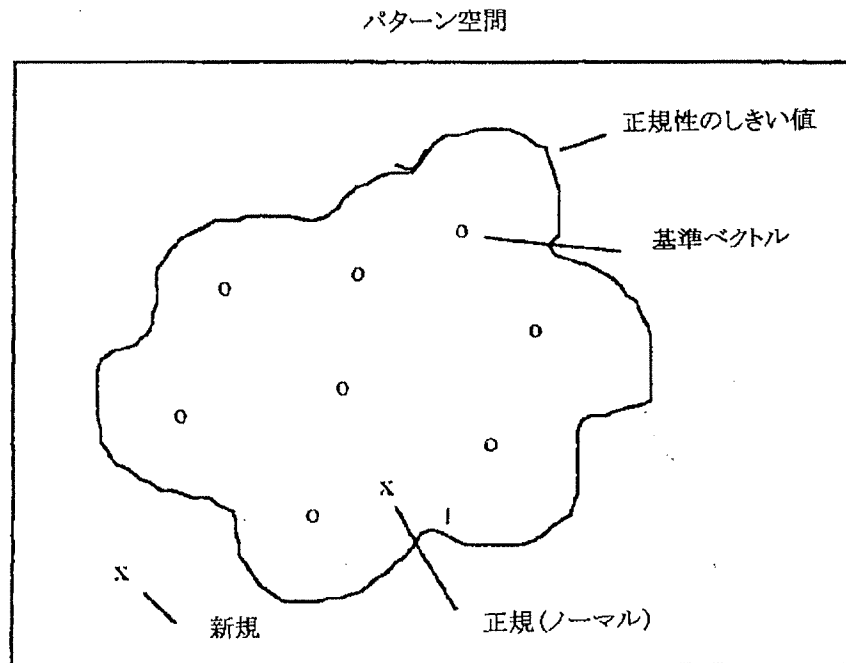


Fig 10

【図11】

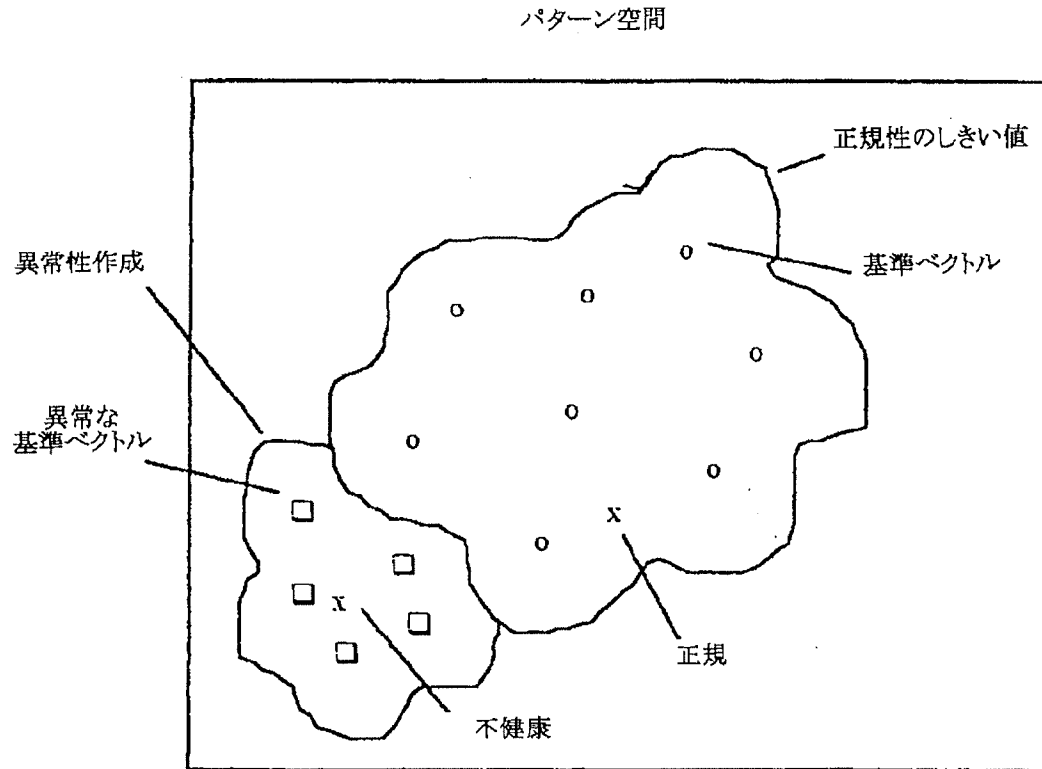
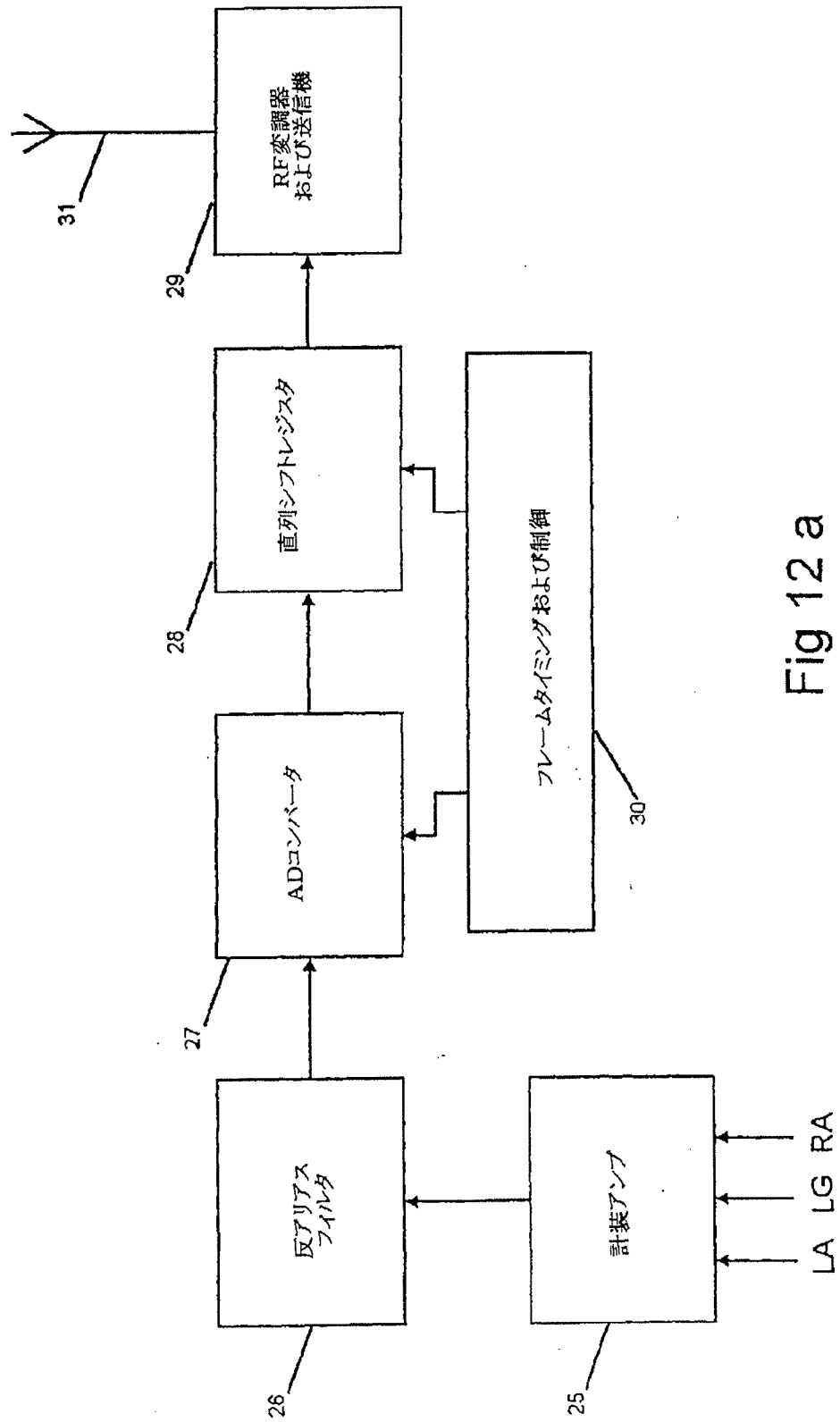


Fig 11

【図12】



【図12】

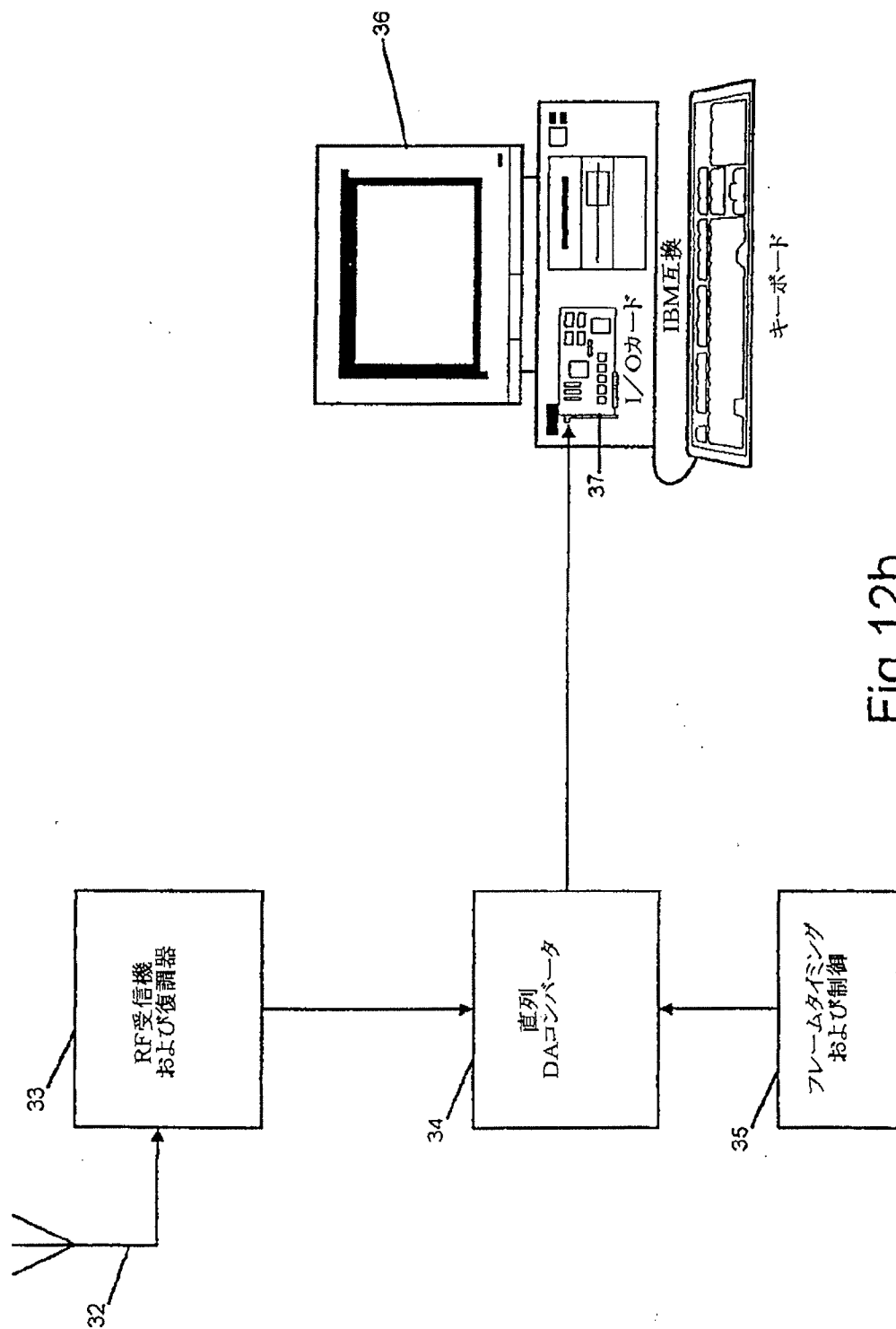


Fig 12b

The circuit diagram illustrates a 100MHz PLL system. At the top, a reference oscillator is formed by three 4001 inverters (IC2C, IC2D, IC2A) connected in a ring configuration, with a 10k resistor (R1) and a 100pF capacitor (C1) connected to the output of IC2A. The output of the oscillator is connected to the input of a divider (IC4C, 4001). The output of the divider is connected to the input of the MAX190 PLL IC (IC9). The MAX190 is configured with its input (pin 1) connected to VCC, its output (pin 2) connected to the input of a voltage divider (IC10, INA111), and its output (pin 3) connected to the input of a buffer (IC11B, LMC6482). The output of the buffer is connected to the input of another buffer (IC12, 0P97). The output of the second buffer is connected to the output of the PLL (pin 12). The MAX190 is also connected to VCC (pin 24), GND (pin 23), and a 10k resistor (R2) connected to GND (pin 17). The voltage divider (IC10) is configured with its input (pin 1) connected to the output of the PLL (pin 12), its output (pin 6) connected to the input of the buffer (IC11B), and its output (pin 7) connected to the input of the second buffer (IC12). The voltage divider is also connected to VCC (pin 9) and GND (pin 10). The buffer (IC11B) is connected to VCC (pin 5) and GND (pin 6). The buffer (IC12) is connected to VCC (pin 7) and GND (pin 8). The output of the second buffer (pin 1) is connected to the output of the PLL (pin 12).

Fig 13a

【图 13】

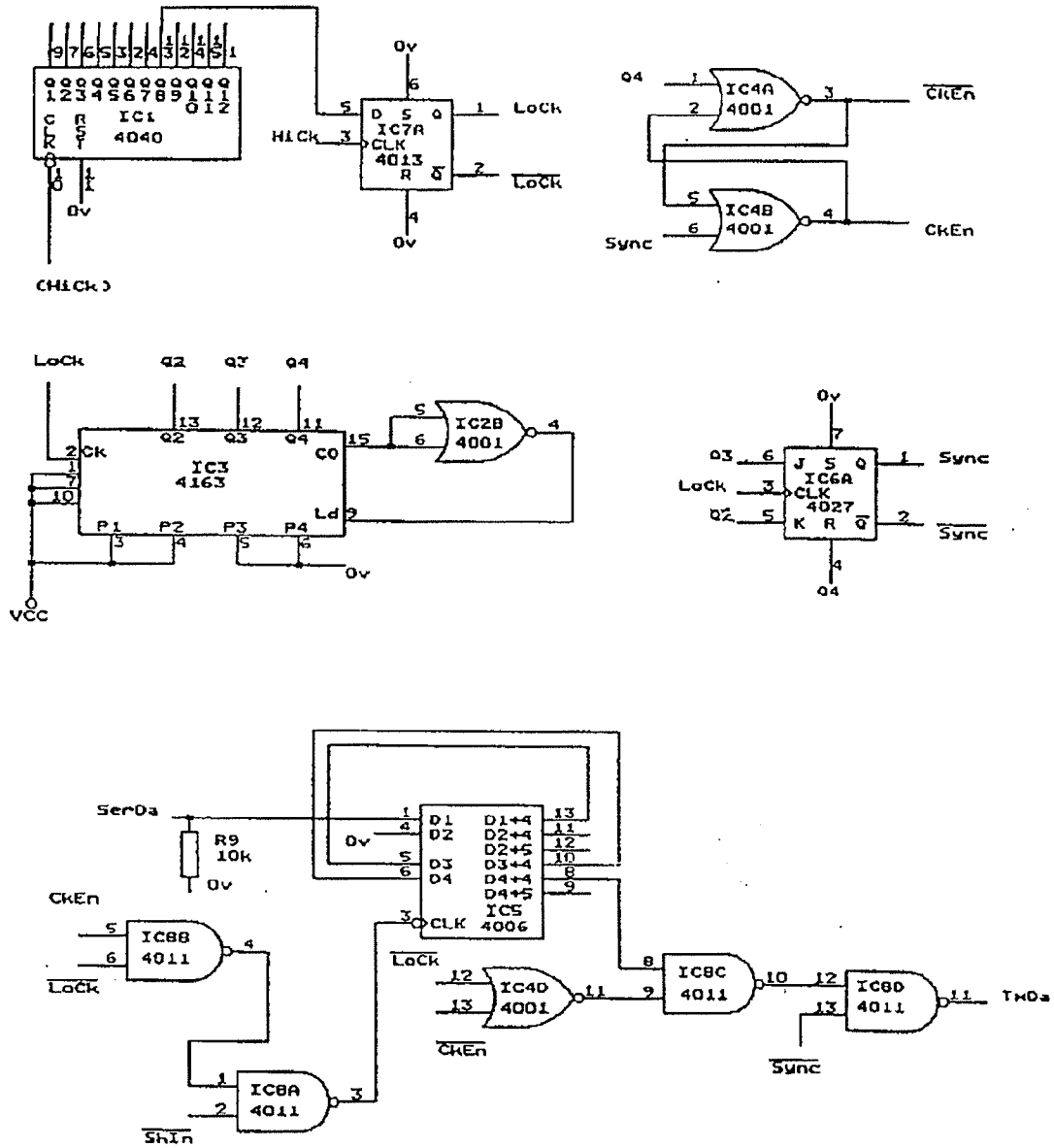


Fig 13b

【图14】

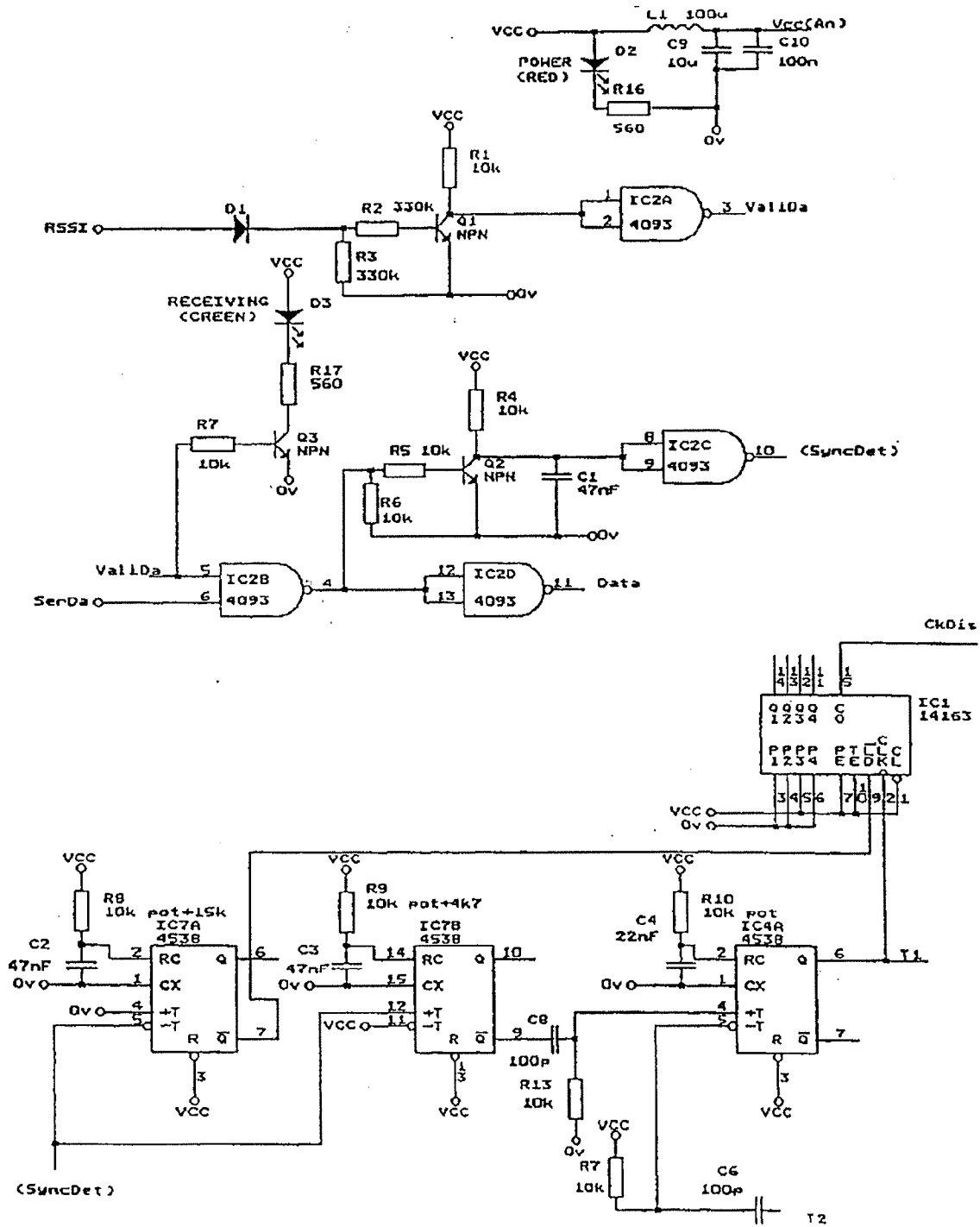


Fig 14a

【图14】

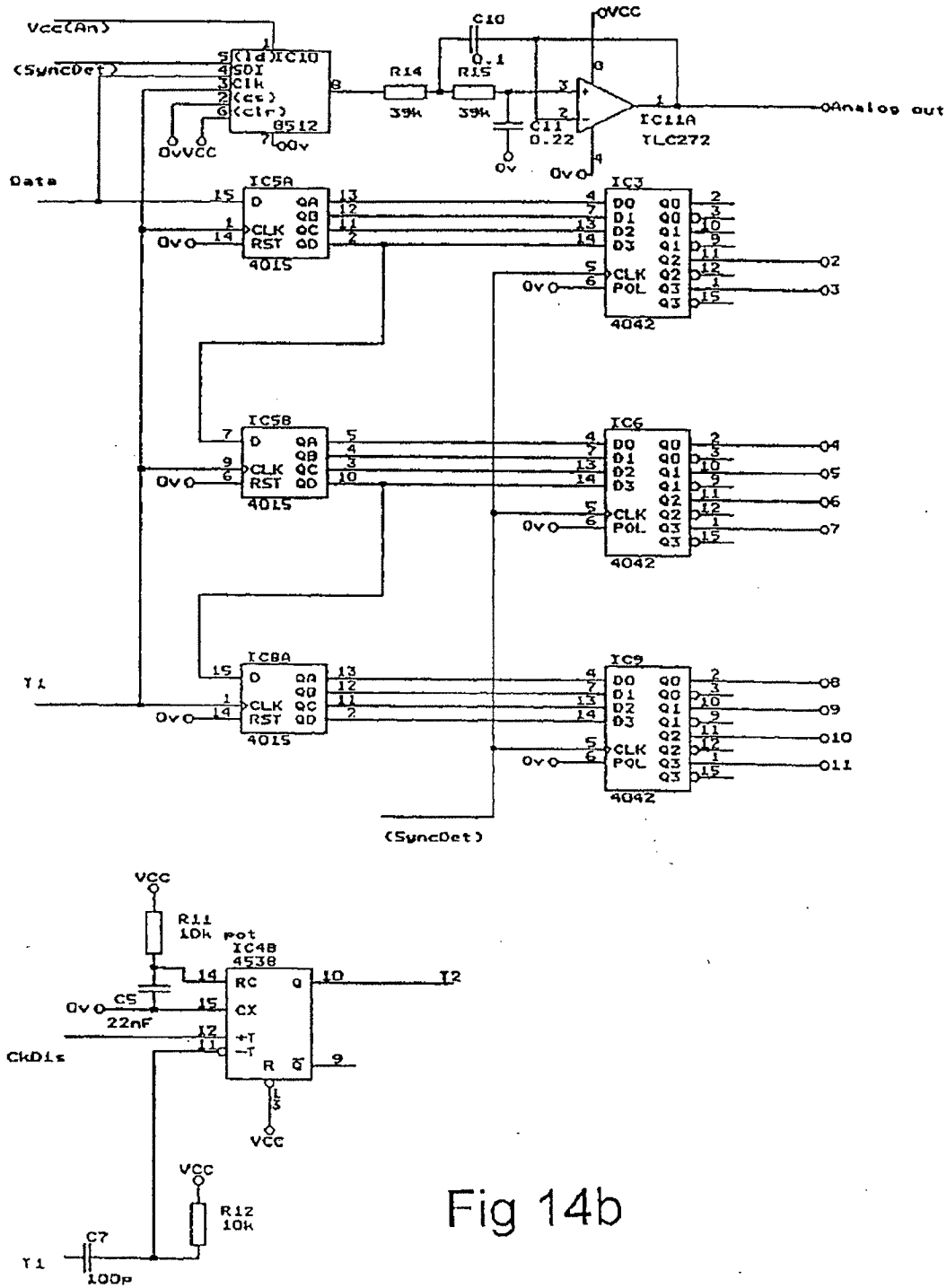


Fig 14b

【図15】

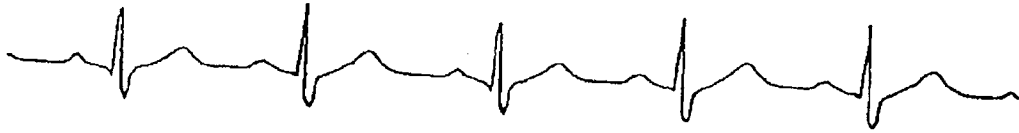


Fig 15

【図16】

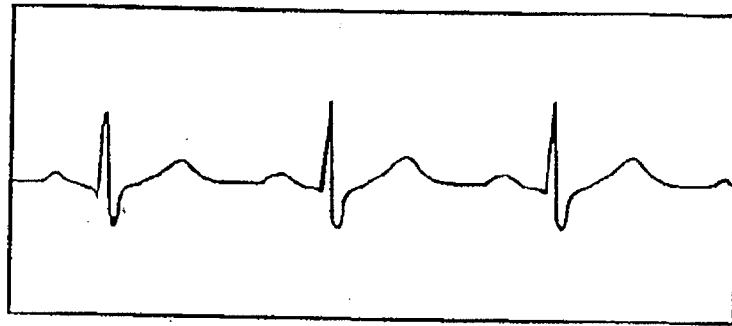


Fig 16

【図17】

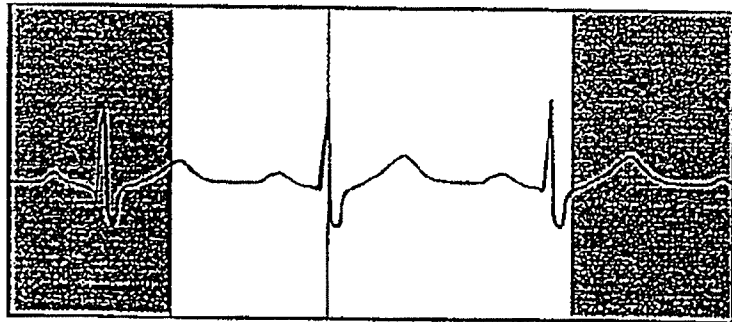


Fig 17

【図 1 8】

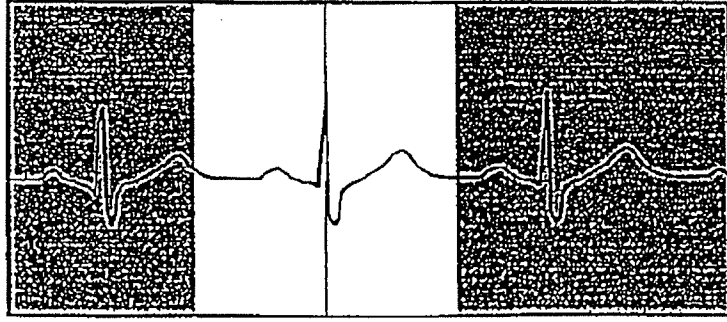


Fig 18

【図20】

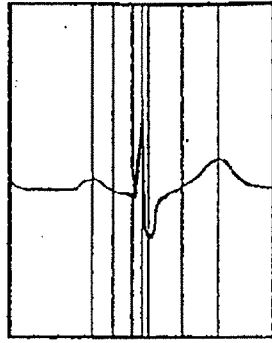


Fig 20a

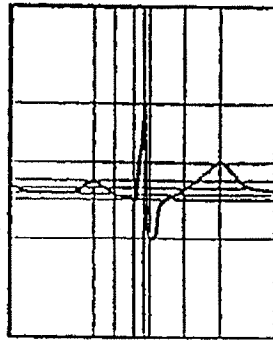


Fig 20b

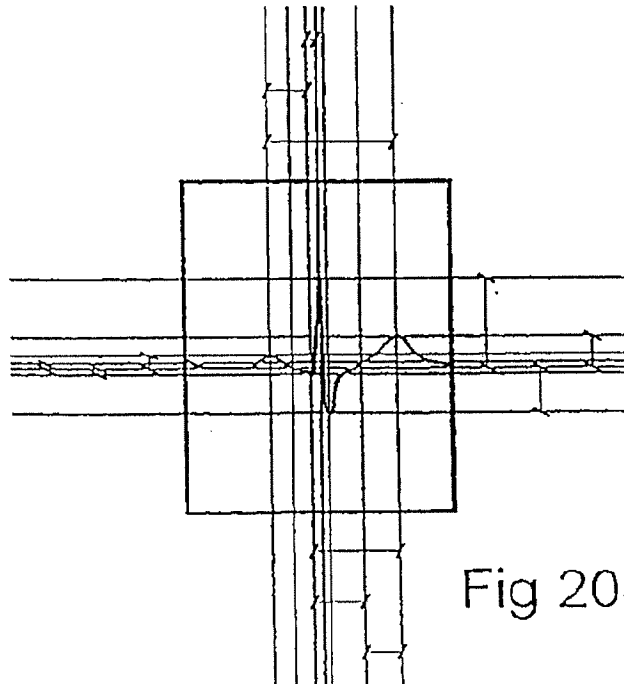


Fig 20c

【図19】

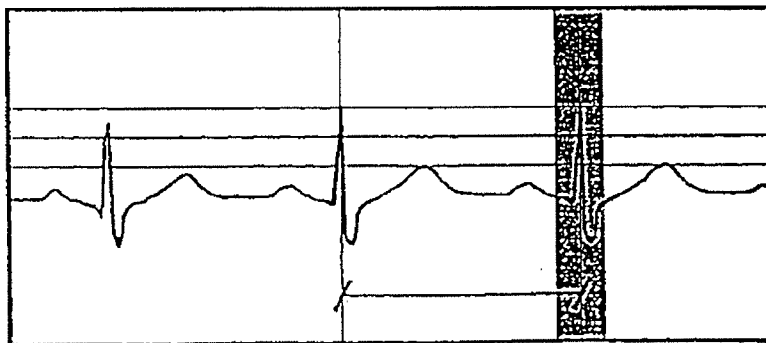


Fig 19

【図21】

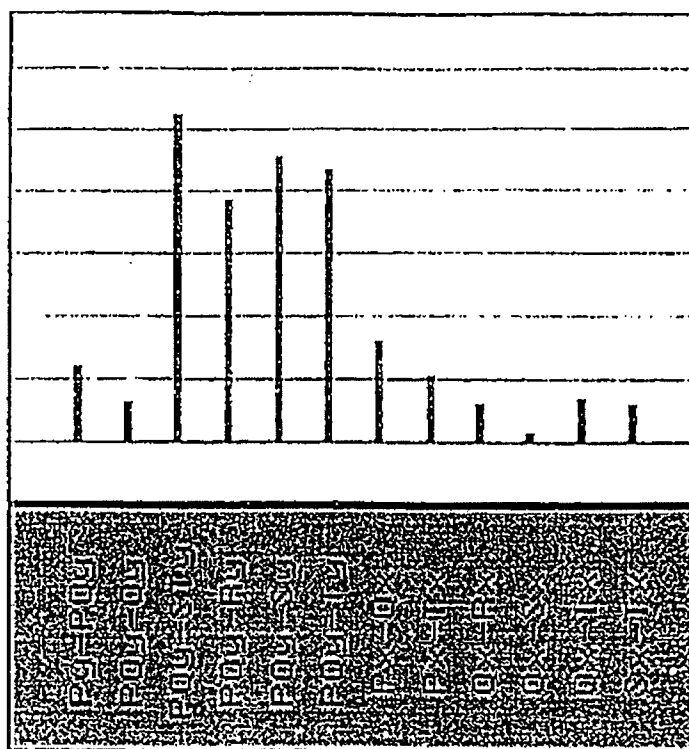


Fig 21

【図22】

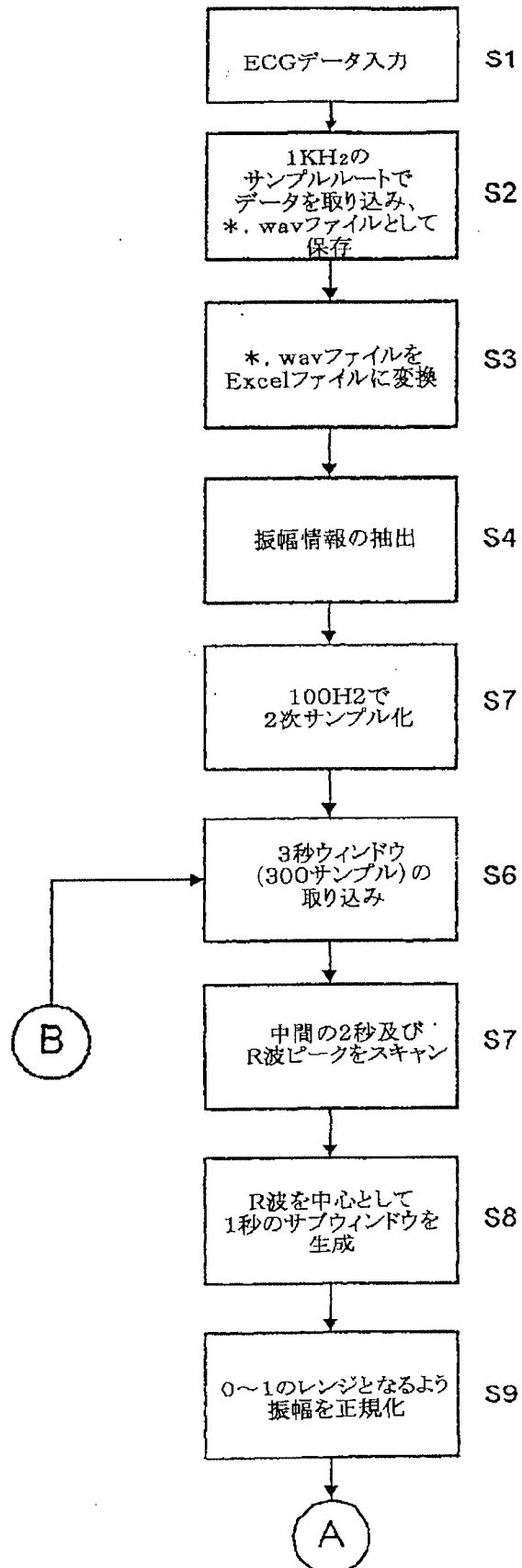


Fig 22a

【図22】

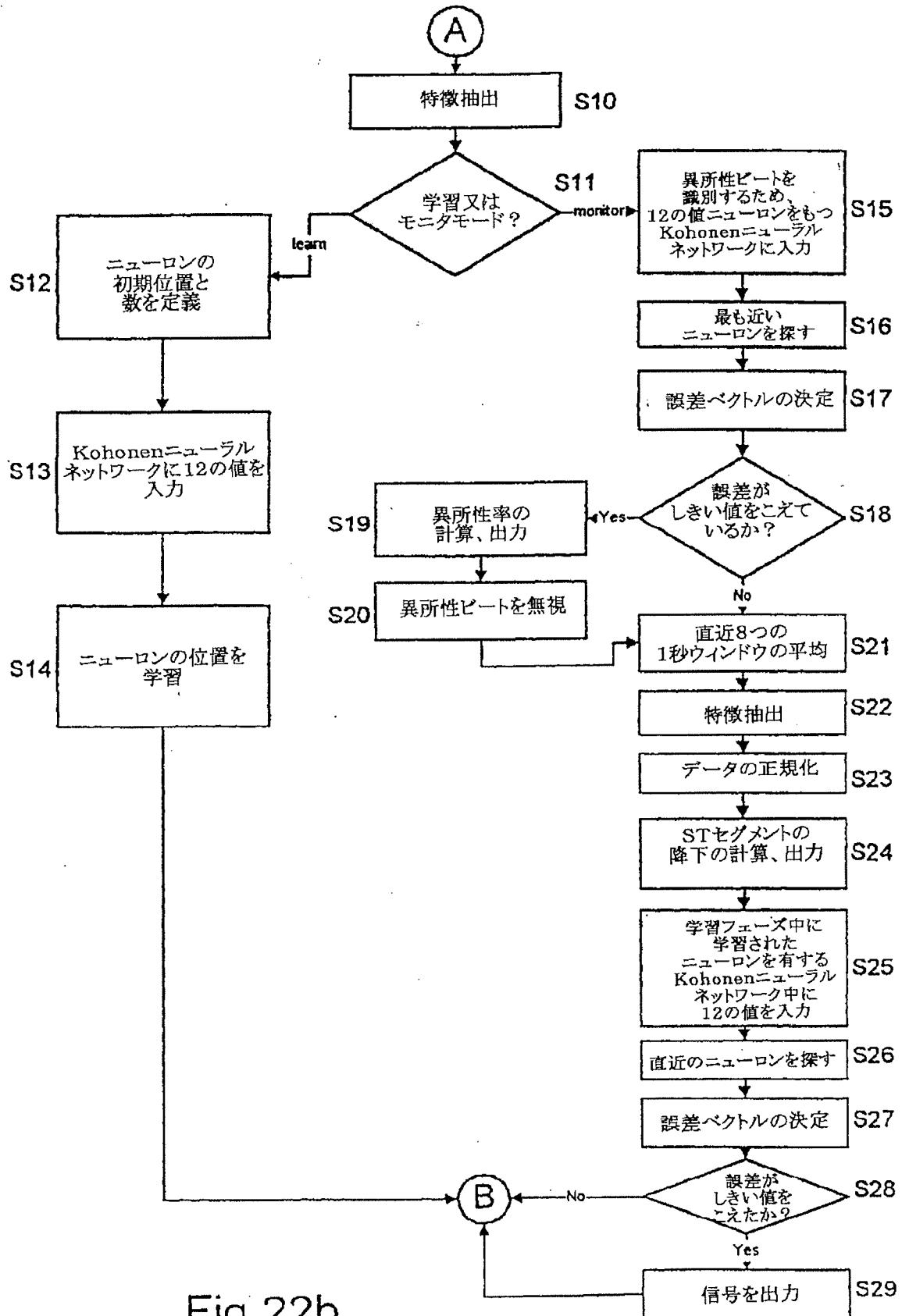


Fig 22b

【図23】

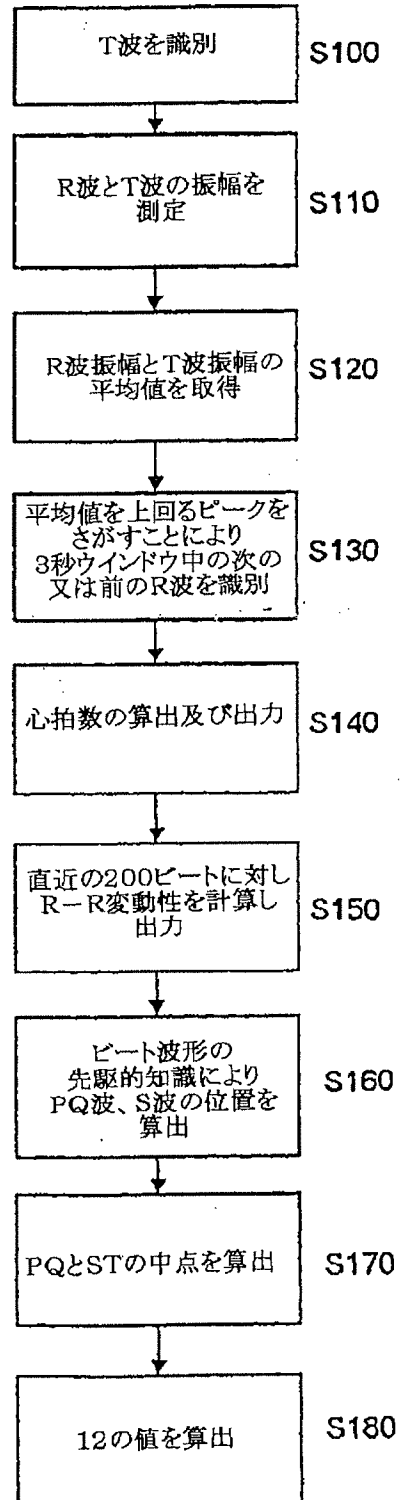


Fig 23

【図24】

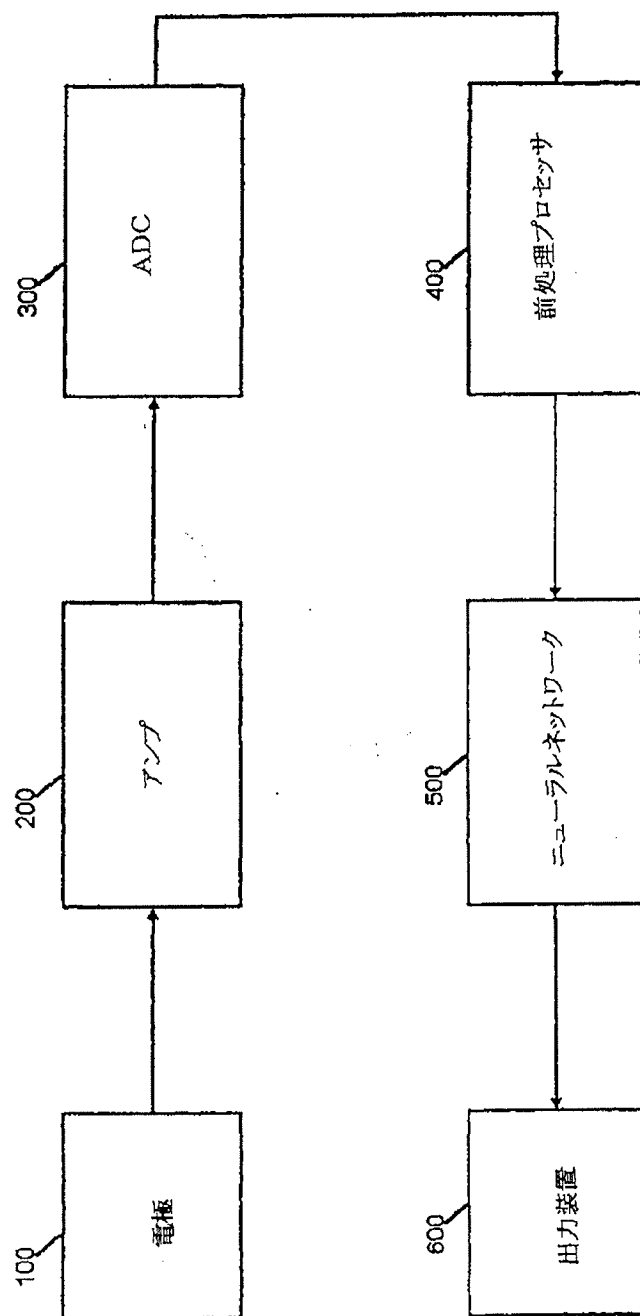


Fig 24

【手続補正書】特許法第 1 8 4 条の 8 第 1 項

【提出日】 1 9 9 7 年 1 0 月 3 日

【補正内容】

明細書

心臓モニタの装置と方法

本発明は、一般的には、患者の心臓の動作をモニタするための装置と方法に関する。より詳細には、本発明は、患者の心臓の、機能つまり働きの変化をモニタするための、神経ネットワークを使用して患者から得られた心電計信号の分析に関する。

心臓とその心室の筋肉膨張と収縮に伴う電気信号は、特に手術後や、その他病気の処置後に、心臓の病状ならびに心臓の状態の悪化と改善を判断するために、しばしばモニタされる。患者は心臓の機能を改善するために、運動やリハビリテーションを受ける。

心臓の電気信号は普通、導電パッドや接触子によって検出されるが、この導電パッドや接触子は、外部胸壁に貼付され、適切に訓練された人による分析のために、図式波形が表される適切なディスプレイ装置のための、波形のトレースを提供する適切なマシンへ直に結線される。しかしながら、これは、電線によって患者を永続的にモニタ装置に拘束する必要がある、更に、適切に訓練された人の介入を必要とする。

従って本発明の目的は、心臓の状態の変化を自動的にモニタできる心臓モニタの装置と方法を提供することである。

一局面によれば、本発明は心臓モニタ装置を提供し、この装置は：モニターフェーズ中、患者からの心電計信号を受信するための入力手段；前記心電計信号を処理して、ノイズを抑制すると共に、前記心電計信号の各パルスの形を分析することによって前記心電計信号の各パルスの形を表す複数次元 n の値を獲得するための前処理手段；複数次元 m の n 次元基準ベクトルを格納するための記憶手段；モニターフェーズ中、前記複数次元 n の値を受信し、前記複数次元 n の値から n 次元ベクトルを形成すると共に、前記 n 次元ベクトルを、 n 次元容積を定義する前記格納された複数次元 m の n 次元基準ベクトルと比較して、前記 n 次元容積に対する前記 n 次元ベク

トルの近似性を判断し、そして前記 n 次元ベクトルが前記 n 次元基準ベ

クトルのしきい値の範囲内にあるかそれを超えているかの表示を出力するための神経ネットワーク手段を備える。

本発明の第2の局側面によれば、心臓モニタ方法が提供され、この方法は：モニターフェーズ中に患者からの心電計信号を受信するステップ、心電計信号を前処理してノイズを抑制すると共に、前記心電計信号の各パルスの形を分析することによって前記心電計信号の各パルスの形を表す複数 n の値を獲得するステップ、前記複数 n の値から n 次元ベクトルを形成するステップ、 n 次元ベクトルを、 n 次元容積を定義する記憶された複数 m の n 次元基準ベクトルと比較することによって前記基準ベクトルに対する n 次元ベクトルの近似性を判断するステップ、および n 次元ベクトルが前記 n 次元基準ベクトルのしきい値の範囲内にあるかそれを超えているか判断される場合に信号を出力するステップ、を含む。

具体的実施例では、神経ネットワーク手段は、**Kohonen** 神経ネットワーク手段と、 n 次元 **Kohonen** 特徴マップからの基準ベクトルとを備える。

Kohonen 神経ネットワーク手段が n 次元 **Kohonen** 特徴マップを生成させるためには、一実施例によれば、学習フェーズにおいて、基準心電計信号の特徴を表す複数の基準値が **Kohonen** 神経ネットワークに入力される。**Kohonen** 神経ネットワークは、複数 m の基準ベクトルを有する n 次元の **Kohonen** 特徴マップを生成させて、これらの基準ベクトルが記憶手段に格納される。

患者固有の正常データを提供するために、基準心電計信号を、学習フェーズ中に患者から獲得することもできるし、一般的な正常心臓動作を表現するために、基準心電計信号を、集団の大きなサンプルから獲得することもできる。いずれの場合も、**Kohonen** 神経ネットワーク手段は、モニタフェーズ中は動作して、 n 次元ベクトル、すなわち心電計信号が基準ベクトルの所定範囲の外にあるか否かを判断する。 n 次元ベクトルが所定範囲の外にある旨判断された場合に、出力信号が生成されている。

この出力信号を用いて、警報の発生のような事象を発動できるし、あるいは未処

理状態にある心電計信号または複数の値としての心電計信号の記憶の発動のような事象を発動することができる。また、心電計信号は複数の値としてではなく、圧縮フォームで格納することもできるだろう。更に、誤差ベクトルを含む出力信号は、例えば心臓によって経験されたストレスのレベルをモニタするために、更なる処理に使用できる。

請求の範囲

1. 心臓モニタ装置であって：

モニターフェーズ中に、患者からの心電計信号を獲得するための入力手段、前記心電計信号を処理して、ノイズを抑制すると共に、前記心電計信号の各パルスの形を分析して前記心電計信号の各パルスの形を表す複数 n の値を獲得するための前処理手段、

複数 m の n 次元基準ベクトルを格納するための記憶手段、
モニターフェーズ中に前記複数 n の値を受信し、前記複数 n の値から n 次元ベクトルを形成し、そして前記 n 次元ベクトルを、 n 次元容積を定義する前記格納された複数 m の n 次元基準ベクトルと比較して、前記 n 次元容積に対する前記 n 次元ベクトルの近似性を判断し、そして前記 n 次元ベクトルが前記 n 次元基準ベクトルのしきい値範囲内にあるか、または超えているか、の表示を出力するための神経ネットワーク手段；
を備える心臓モニタ装置。

2. 前記神経ネットワーク手段は、**kohonen** 神経ネットワーク手段を備え、前記基準ベクトルは、 n 次元 **Kohonen** 特徴マップを形成する、
請求項 1 に請求される心臓モニタ装置。

3. 前記神経ネットワーク手段は、学習フェーズ中に、基準心電計信号の各パルスの形を表す複数の基準値を受信して、前記複数 m の基準ベクトルを持つ n 次元容積を発生させると共に前記記憶手段内へ前記基準ベクトルを格納するように成されている、
請求項 1 または請求項 2 に請求される心臓モニタ装置。

4. 前記入力手段は、学習フェーズ中に、患者からの基準心電計信号を受信す

るように成されていて；前記神経ネットワーク手段は、モニターフェーズ中に、 n 次元ベクトルが前記基準ベクトルの前記しきい値

範囲の外にあるか否かを判断して、前記神経ネットワーク手段が、前記 n 次元ベクトルは前記しきい値範囲の外にある、と判断する場合、前記表示を出力するように成されている、

請求項3に請求される心臓モニタ装置。

5. 前記基準心電計信号を、前記前処理手段へ入力するために、基準入力手段を包含する、

請求項3または請求項4に請求される心臓モニタ装置。

6. 基準入力手段は、心臓の動作の正規範囲を表す前記基準心電計信号を入力するように成されていて；前記神経ネットワーク手段は、 n 次元ベクトルが前記基準ベクトルの前記しきい値範囲の外にあるか否かを判断して、前記神経ネットワーク手段が、前記 n 次元ベクトルは前記しきい値範囲の外にある、と判断する場合、前記表示を出力するように成されている；

請求項5に請求される心臓モニタ装置。

7. 前記基準入力手段は、少なくともひとつの既知の心臓状態を表す少なくともひとつの異常な前記基準心電計信号を入力するように成されていて；前記神経ネットワーク手段は、 n 次元ベクトルが異常基準ベクトルの所定の範囲内にあるかどうか判断して、前記神経ネットワーク手段が、前記 n 次元ベクトルは前記所定の範囲内にある、と判断する場合、前記表示を出力するように成されている；

請求項4または5に請求される心臓モニタ装置。

8. 前記 n 次元容積を定義する前記複数 m の基準ベクトルを、前記記憶手段へ入力するためのベクトル入力手段を包含する、

請求項1に請求される心臓モニタ装置。

9. 前記心電計信号の各パルスの形の重要な特徴を抽出して、前記複数 n の値を形成すべく前記特徴を使用するために、前記前処理手段は特徴抽出を実行するように成されている、

前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

10. 前記前処理手段は、前記心電計信号中のピークを識別し、前記ピーク値を測定して前記複数 n の値を形成するように成されている、
請求項9に請求される心臓モニタ装置。

11. 前記前処理手段は、ピーク間にある点を識別し、前記点における心電計信号の値を測定してその値を前記複数 n の値に含めるように成されている、
請求項10に請求される心臓モニタ装置。

12. 前記前処理手段は、前記心電計信号中の、P、Q、R、S、およびTピーク、そして、PとQピーク間の中点、SとTピーク間の中点、を識別して、識別されたピークと点での信号の値を使用して前記複数 n の値を形成する、
請求項11に請求される心臓モニタ装置。

13. 前記前処理手段は、前記心電計信号の各パルスの変換を実行するように成されている、
請求項1から請求項8の何れか一項に請求される心臓モニタ装置。

14. 前記前処理手段は、前記心電計信号の各パルスのフーリエ変換、および／または Wavelett 変換を実行するように成されている、
請求項13に請求される心臓モニタ装置。

15. 前記神経ネットワーク手段は、前記基準ベクトルと、各次元毎の前記 n 次元ベクトルとの間の差を判断し、個々の次元の差を合計し、その合計をしきい値の差の値(threshold difference value)と比較することによって、前記の比較と判断を実行するように成されている、
前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

16. 前記神経ネットワーク手段は、前記 n 次元容積中に、前記 n 次元ベクトルをマッピングし、それらの間の差をピタゴラス法によって算出し、そして、前記差を、少なくともひとつの、差のしきい値(difference threshold)と比較することによって、前記の比較と決定を実行するように成されている、

請求項1から請求項14の何れか一項に請求される心臓モニタ装置。

17. 前記心電計信号から、特有の不規則心拍を除去するために、フィルタ手段を包含する、

前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

18. 特有な不規則ビートの発生を表示するために、表示手段を包含する、請求項17に請求される心臓モニタ装置。

19. 前記フィルタ手段がハイパスフィルタを備える、請求項17または請求項18に請求される心臓モニタ装置。

20. 前記表示手段がローパスフィルタを備える、請求項18に請求される心臓モニタ装置。

21. 前記フィルタ手段による前記特有な不規則ビート除去後、前記心電計信号の複数のパルス、または前記複数 n の値を平均するための平均化手段を包含する、

請求項17から20の何れか一項に請求される心臓モニタ装置。

22. 前記記憶手段は、特有な不規則心拍を識別するための第1の組の n 次元基準ベクトルと、正規心拍をモニタするための第2の組の n 次元基準ベクトルとを格納し；

前記神経ネットワークは、モニターフェーズ中、先ず、 n 次元ベクトルを、記憶された第1の組の基準ベクトルと比較して、特有な不規則心搏を識別し、続いて、特有な不規則心搏を除いた正規心搏から形成された n 次元ベクトルを、第2の組の n 次元基準ベクトルと比較し、前記正規心拍から形成されている前記 n 次元ベクトルは前記第2の組の基準ベクトルのしきい値範囲内に入るか、または外れるか、が判断される場合、前記表示を出力するように成されている；

請求項17または請求項18に請求される心臓モニタ装置。

23. 特有な不規則心拍から形成されている n 次元ベクトルは、前記第1の組の基準ベクトルのしきい値範囲内にあるか、または超えるか、

が判断されるとき、前記神経ネットワーク手段が、特有な不規則心拍の発生を表示する信号を出力するように成されている、

請求項22に請求される心臓モニタ装置。

24. 前記心電計信号の複数のパルス、または複数の正規心拍に関する前記複数 n の値、を平均するために、特有な不規則心拍の発生の表示に応答する平均化手段を包含する、

請求項23に請求される心臓モニタ装置。

25. 平均化された複数の値を、平均値により値を減じて、標準偏差で除すことにより、正規化するための正規化手段を包含する、

請求項24に請求される心臓モニタ装置。

26. 前記神経ネットワーク手段による表示出力に応答して、警報を発生するための警報発生手段を包含する、

前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

27. 前記神経ネットワーク手段による表示出力に応答して、或る期間にわたり、前記心電計信号、および／または複数の値を格納するためのデータ記憶手段を包含する、

前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

28. 心臓ストレスの表示を提供すべく、前記神経ネットワーク手段による表示出力を更に処理するための後処理手段を包含し、ここで、出力表示は、心臓動作に関連する更なるデータとともに誤差ベクトルを含む、

請求項1から請求項25の何れか一項に請求される心臓モニタ装置。

29. 心拍数、心拍数変動、異所性心拍のような固有な不規則心拍の発生率、SとTのピーク間にある心電計信号値と、PとQのピーク間にある心電計信号値との間の差；のうちの少なくともひとつを含む前記更なるデータを提供するための手段を包含する、

請求項28に請求される心臓モニタ装置。

30. 前記後処理手段が神経ネットワーク手段を包含する、
請求項28または請求項29に請求される心臓モニタ装置。

31. 前記神経ネットワーク手段が多層パーセプトロン手段を備える、
請求項30に請求される心臓モニタ装置。

32. 前記入力手段は、前記前処理手段への入力のために、前記心電計信号をデ

デジタル化するためのデジタル化手段を包含する、
前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

33. 前記入力手段は、前記患者からの前記心電計信号を獲得するための検出手段を包含し、装置は、前記神経ネットワーク手段からの、信号としての表示を出力するための出力手段を包含する、
前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

34. 前記検出手段と前記出力手段は、互いに離間しており、装置は、前記両手段間の空中通信のための通信手段を包含する、
請求項33に請求される心臓モニタ装置。

35. 前記検出手段は、前記患者の胸部への取付用に編成されているポータブルハウジング内に設けられ、前記ポータブルハウジングは、前記出力手段へ信号を伝送するためのトランスミッタ手段を包含し；
前記出力手段は、ベースステーション内に設けられ、前記ベースステーションは、伝送される信号を受信するために受信機手段を包含する；
請求項34に請求される心臓モニタ装置。

36. 前記検出手段は、患者の胸部への取付用の電極を備え、前記装置は、患者が携帯するように成されたポータブルハウジングを包含し、前記ポータブルハウジングは、前記電極からの信号を受信するための、そして前記出力手段へ信号を伝送するためのトランスミッタ手段を包含し；
前記電極は、ワイヤにより前記ハウジングへ接続され；
前記出力手段は、ベースステーション内に設けられ、前記ベースステーションは、伝送される信号を受信するために受信機手段を包含する；
請求項32に請求される心臓モニタ装置。

37. 前記伝送手段と前記受信手段は、前記心電計信号の伝送と受信を

それぞれ行なうために編成され、前記ベースステーションは、前記前処理手段と、前記神経ネットワーク手段とを包含する、
請求項35または請求項36に請求される心臓モニタ装置。

38. 前記ポータブルハウジングが、前記前処理手段と前記神経ネットワーク手

段とを含み；

前記伝送および受信手段は、前記基準ベクトルに対する、前記 n 次元ベクトルの近似性を示す信号の伝送と受信をそれぞれ行うために編成されている；

請求項35または請求項36に請求される心臓モニタ装置。

39. 前記神経ネットワーク手段による表示出力に応答して、所定期間の間、前記心電計信号、または前記複数 n の値の格納のための記憶手段を包含する、前記請求項の何れかに請求される心臓モニタ装置。

40. 前記神経ネットワーク手段は、

学習フェーズ中、特定の心臓状態を示す心電計信号の特徴を表す第2の複数の基準値を受信して、 n 次元異常容積を定義する複数の異常基準ベクトルを発生させ；

モニターフェーズ中、前記 n 次元ベクトルを、前記複数の異常基準ベクトルと比較して、前記 n 次元ベクトルが前記異常基準ベクトルの所定範囲内にあるかどうか判断し、

前記 n 次元ベクトルが前記異常基準ベクトルの前記所定範囲内にある、と前記神経ネットワーク手段が判断する場合、前記患者は前記特定の心臓状態を持つ、という警報を発生するための、前記神経ネットワーク手段による前記表示出力に応答する心臓状態警報手段を、前記装置が包含する；

請求項2に請求される心臓モニタ装置。

41. 心臓モニタ方法であって：

モニターフェーズ中、患者から心電計信号を受信するステップ、

心電計信号を前処理して、ノイズを抑制すると共に、前記心電計信号の各パルスの形を分析して、前記心電計信号の各パルスの形を表す複数 n の値を獲得するステップ、

前記複数 n の値から n 次元ベクトルを形成するステップ、

n 次元ベクトルを、 n 次元容積を定義する記憶された複数 m の n 次元基準ベクトルと比較して、前記基準ベクトルに対する n 次元ベクトルの近似性を判断するステップ、および、

n次元ベクトルが前記基準ベクトルのしきい値範囲内にあるかそれを超えるかを判断した場合に、信号を出力するステップ、
を有する心臓モニタ方法。

42. 前記 n 次元ベクトルが、n 次元 Kohonen 特徴マップを定義する、
請求項41に請求される心臓モニタ方法。

43. 基準心電計信号の各パルスの形を表す複数の基準値を受信するステップ、
前記複数 m の基準ベクトルを持つ n 次元容積を発生させるステップ、を学習
フェーズ中に包含する、
請求項41または請求項42に請求される心臓モニタ方法。

44. 学習フェーズ中に、前記患者からの前記心電計信号を受信するステップ；
モニターフェーズ中に、n 次元ベクトルが前記基準ベクトルの前記しきい値範
囲外にあるかどうか判断するステップ；そして、
前記 n 次元ベクトルが前記しきい値範囲外にある、と判断される場合、前記信
号を出力するステップ；とを包含する、
請求項43に請求される心臓モニタ方法。

45. 学習フェーズ中に、心臓の動作の正規範囲を表す前記基準心電計信号を受
信するステップと、基準心電計信号を処理して、前記複数の基準値を発生させる
ステップとを包含し；

モニターフェーズ中に、n次元ベクトルが前記基準ベクトルの前記しきい値範囲
外にあるかどうか判断するステップと、前記 n 次元ベクトルは前記前記しきい
値範囲外にある、と判断された場合、前記信号を出力するステップとを包含する
；

請求項43に請求される心臓モニタ方法。

46. 学習フェーズ中に、少なくともひとつの既知の心臓状態を表す少なくとも
ひとつの異常な前記基準心電計信号を入力するステップを包含し；

モニターフェーズ中に、n次元ベクトルが異常基準ベクトルの所定範囲内にある
かどうか判断するステップと、前記 n 次元ベクトルは前記所定範囲内にある、
と判断された場合、前記信号を出力するステップとを包含する；

請求項44または請求項45に請求される心臓モニタ方法。

47. 前記 n 次元容積を定義する前記複数 m の基準ベクトルを入力して格納するステップを包含する、

請求項41に請求される心臓モニタ方法。

48. 前記前処理ステップが、前記心電計信号各パルスの形の重要な特徴を抽出するステップと、抽出された特徴から、前記複数 n の値を獲得するステップとを有する、

請求項41から47の何れか一項に請求される心臓モニタ方法。

49. 前記前処理ステップが、前記心電計信号中のピークを識別するステップと、ピーク値を測定して前記複数 n の値を形成するステップとを包含する、

請求項48に請求される心臓モニタ方法。

50. 前記前処理ステップは、ピーク間にある点を識別するステップと、前記点における前記心電計信号の値を測定してその値を前記複数 n の値に含めるステップとを包含する、

請求項49に請求される心臓モニタ方法。

51. 前記前処理ステップは、前記心電計信号中の、P、Q、R、S、およびTピーク、そして、PとQピーク間の中点、SとTピーク間の中点、を識別するステップと、識別されたピークと点での心電計信号の値を使用して前記複数 n の値を形成するステップを包含する、

請求項50に請求される心臓モニタ方法。

52. 前記前処理ステップが、前記心電計信号の各パルスの変換を実行するステップを包含する、

請求項41から48の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

53. 前記前処理ステップが、前記心電計信号の各パルスの、フーリエ変換および／または Wavelett 変換を実行するステップを包含する、

請求項52に請求される心臓モニタ方法。

54. 比較ステップは、前記基準ベクトルと、各次元毎の前記 n 次元ベクトルとの間の差を判断し、個々の次元の差を合計し、その合計をしきい値の差の値と

比較するステップを包含する、

請求項41から53の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

55. 比較ステップは、前記 n 次元容積中に、前記 n 次元ベクトルをマッピングするステップと、それらの間の差をピタゴラス法によって算出するステップと、前記差を、少なくともひとつの、差のしきい値と比較するステップとを包含する、

請求項41から53の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

56. 前記心電計信号から、特有の不規則心拍を除去するステップを包含する、請求項41から53の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

57. 特有な不規則ビートの発生を表示するステップを包含する、請求項56に請求される心臓モニタ方法。

58. 前記特有な不規則心拍の除去後、前記心電計信号の複数のパルス、または前記複数の値を平均するステップを包含する、

請求項56または請求項57に請求される心臓モニタ方法。

59. 学習フェーズ中、特有な不規則心拍を識別するための第1の組の n 次元基準ベクトルと、正規心拍をモニタするための第2の組の n 次元基準ベクトルとを格納するステップを包含し；

比較ステップは、先ず、 n 次元ベクトルを、記憶された第1の組の基準ベクトルと比較して、特有な不規則心拍を識別するステップ、続いて、特有な不規則心拍を除いた正規心拍から形成された n 次元ベクトルを、第2の組の n 次元基準ベクトルと比較するステップを含み；

出力ステップは、前記正規心拍から形成された前記 n 次元ベクトルは、前記第2の組の基準ベクトルのしきい値範囲内にあるか、または超えるか、が判断される場合、前記信号を出力するステップを含む、

請求項56または請求項57に請求される心臓モニタ方法。

60. 出力ステップは、特有な不規則心拍から形成されている n 次元ベクトルが、前記第1の組の基準ベクトルのしきい値範囲内に入るか、または外れるか、を判断されるとき、特有な不規則心拍の発生を表示する信号を出力するステップ

を包含する、

請求項 5 9 に請求される心臓モニタ方法。

6 1. 前記心電計信号の複数のパルス、または複数の正規心拍に関する前記複数 n の値、を平均するステップを包含する、

請求項 6 0 に請求される心臓モニタ方法。

6 2. 平均化された複数の値を、平均値により値を減じて、標準偏差で除することにより、正規化するステップを包含する、

請求項 6 1 に請求される心臓モニタ方法。

6 3. 出力信号に応答して、警報を発生するステップを包含する、
請求項 4 1 から 6 2 の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

6 4. 出力信号に応答して、或る期間にわたり、前記心電計信号、および／または複数の値を格納するステップを包含する、

請求項 4 1 から 6 3 の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

6 5. 出力信号を後処理して心臓ストレスの表示を提供するステップを

包含し、ここで、出力信号は、心臓動作に関連する更なるデータとともに誤差ベクトルを含んでいる、

請求項 4 1 から 6 2 の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

6 6. 心拍数、心拍数変動、異所性心拍のような固有な不規則心拍の発生率、S と T のピーク間にある心電計信号値と、P と Q のピーク間にある心電計信号値との間の差；のうちの少なくともひとつを含む更なるデータを提供するステップを包含する、

請求項 6 5 に記載の心臓モニタ方法。

6 7. 後処理が、多層パーセプトロンのような神経ネットワークにより実行される、

請求項 6 2 または請求項 6 6 に請求される心臓モニタ方法。

6 8. 前処理に先立って、心電計信号をデジタル化するステップを包含する、
請求項 4 1 から 6 7 の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

6 9. 受信ステップは、ひとつの位置で実行され、出力ステップは、前記第 1 の

位置から離間する第 2 の位置で実行され、前記方法は、前記両位置間での空中通信を提供するステップを包含する、

請求項 41 から 68 の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

70. 前記心電計信号は、患者に取り付けられたポータブルユニットにより獲得され、出力信号は、前記ポータブルユニットから離間するベースステーションに提供される、

請求項 69 に記載の心臓モニタ方法。

71. 前記心電計信号は、前記前処理ステップ、形成ステップ、比較ステップ、および出力ステップが行われる前記ベースステーションへ伝送される、

請求項 70 に記載の心臓モニタ方法。

72. 獲得ステップと前処理ステップは、前記ポータブルユニット内で行われ、前記複数 n の値は前記ベースステーションへ伝送される、

請求項 70 に記載の心臓モニタ方法。

73. 前記出力信号に応答して、所定期間、前記心電計信号と前記複数の値を格納するステップを包含する、

請求項 41 から 72 の何れか一項に記載の心臓モニタ方法。

74. 学習フェーズでは、

特定の心臓状態を示す心電計信号の特徴を表す第 2 の複数の基準値を受信するステップと、 n 次元異常容積を定義する複数の異常基準ベクトルを発生させるステップとを包含し；

モニターフェーズでは、

前記 n 次元ベクトルを、前記複数の異常基準ベクトルと比較して、前記 n 次元ベクトルが前記異常基準ベクトルの所定範囲内にあるかどうか判断するステップと、前記 n 次元ベクトルが前記異常基準ベクトルの前記所定範囲内にある、と判断される場合、前記患者は前記特定の心臓状態を持つ、という警報を発生するステップとを包含する；

請求項 43 に記載の心臓モニタ方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. Appl. No.
PCT/GB 96/02169

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 6 A61B5/0472 G06F19/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 6 A61B G06F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	EP,A,0 433 626 (WAYNE STATE UNIVERSITY) 26 June 1991	1-9, 32-36, 39-46, 66-68, 72-74
A	see column 8, line 11 - column 24, line 31; tables 1-8	10-31, 37,38, 47-65, 70,71
	--- -/-	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another claim or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

6 November 1996

Date of mailing of the international search report

20. 11. 96

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Weih, J

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. Appl. No.

PCT/GB 96/02169

C(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	PROCEEDINGS OF 1994 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON NEURAL NETWORKS , vol. 6, 27 June 1994 - 2 July 1994, ORLANDO, US, pages 3552-3558, XP000510479 TONI CONDE: "automatic neural detection of anomalies in electrocardiogram (ecg) signals" * whole document *	1-9, 39-46, 72-74
Y	US,A,3 832 994 (HAIM I.BICHER ET AL) 3 September 1974 see column 2, line 33 - line 64; table 1	32-36, 66-68
A	DE,A,43 07 545 (SIEMENS AG) 15 September 1994 see column 3, line 23 - column 6, line 1; tables 1.2	1,39,72, 74

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

information on patent family members

International Application No.

PCT/GB 96/02169

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP-A-433626	26-06-91	US-A- 5092343	03-03-92
		JP-A- 3207342	10-09-91
US-A-3832994	03-09-74	NONE	
DE-A-4307545	15-09-94	NONE	

フロントページの続き

- (72)発明者 ニードハム, フィリップ
英国, R G 12 9 Q X バークシャー州,
ブラックネル, ウッドリッジ クローズ
2
- (72)発明者 ハリス, トム
英国, G U 18 5 Q W サリー州, ライト
ウォーター, ブルームフィールド 78

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第1部門第2区分

【発行日】平成16年9月24日(2004.9.24)

【公表番号】特表平11-512012

【公表日】平成11年10月19日(1999.10.19)

【出願番号】特願平9-510969

【国際特許分類第7版】

A 6 1 B 5/0452

【F I】

A 6 1 B 5/04 3 1 2 A

【手続補正書】

【提出日】平成15年8月28日(2003.8.28)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正の内容】

手続補正書

平成15年8月28日

特許庁長官 殿

1. 事件の表示

平成9年特許願第510969号

2. 補正をする者

住 所 英国, GU13 8UJ ハンプシャー州,
フリート, アンセルズ ロード, アンセルズ
ビジネス パーク, セントオ 하우스 (番地無し)
名 称 カーディオネティクス リミテッド

3. 代理人

識別番号 ~~100092956~~
住 所 〒564-0063
大阪府吹田市江坂町1丁目23番20号 TEK第2ビル

氏 名 (9295) 弁理士 古谷 栄男
電話 (06)6368-2160(代)

4. 補正対象書類名
明細書5. 補正対象項目名
特許請求の範囲6. 補正の内容
明細書の「特許請求の範囲」を別紙の通り、訂正する。

補正後の特許請求の範囲の全文を記載した書面

1. 心臓モニタリング装置であって、

モニターフェーズ中に、患者からの心電計信号を受ける入力手段 (1)、
前記心電計信号の各パルスの形状を表す複数の値を得るため、ノイズを抑制す
るとともに、前記心電計信号の前記各パルスの形状を分析するよう前記心電計
信号を処理する前処理手段 (10)、

n次元基準ベクトルの複数のmを記憶する記憶手段、

モニターフェーズ中に、前記複数のnの値を受け取り、前記複数のnの値か
らn次元のベクトルを生成し、前記n次元の値に対する前記n次元ベクトルの
近似性を決定するため、前記n次元のベクトルと、n次元の値を定義する前記
記憶されたn次元基準ベクトルの複数のmを比較し、前記n次元ベクトルが、
前記n次元基準ベクトルのしきい値範囲内またはそれを超えたかどうかの表示
を出力する神経ネットワーク手段 (11)、を備えたこと、

を特徴とするもの。

2. 請求項1で請求された心臓モニタリング装置において、前記神経ネットワ
ーク手段は、n次元のKohonen特徴マップを生成するKohonen神経ネットワ
ーク手段および前記基準ベクトル、を備えたこと、

を特徴とするもの。

3. 請求項1または請求項2で請求された心臓モニタリング装置において、前
記神経ネットワーク手段は、モニターフェーズ中に、基準心電計信号の各パル
スの形状を表す複数の基準値を受け取り、基準ベクトルの前記複数のmを有す
るn次元の値を生成するとともに、前記記憶手段に前記基準ベクトルを記憶す
るよう適用されること、

を特徴とするもの。

4. 請求項3で請求された心臓モニタリング装置において、前記入力手段は、

学習フェーズ中に、患者からの前記基準心電計信号を受け取るよう適用され、前記神経ネットワーク手段は、モニターフェーズ中に、前記n次元ベクトルが、前記基準ベクトルのしきい値範囲外であるかどうかを判断するとともに、前記神経ネットワーク手段が前記n次元ベクトルは前記しきい値範囲外であると判断した場合、前記表示を出力するよう適用されること、
を特徴とするもの。

5. 請求項3または請求4で請求された心臓モニタリング装置であって、前記基準心電計信号を前記前処理手段に入力する基準入力手段、を備えたこと、
を特徴とするもの。

6. 請求項5で請求された心臓モニタリング装置において、前記基準入力手段は、心臓の動作正常範囲を表す前記前記基準心電計信号を入力するよう適用され、前記神経ネットワーク手段は、前記n次元のベクトルが、前記基準ベクトルの前記しきい値範囲外であるかどうかを判断するとともに、前記神経ネットワーク手段が前記n次元ベクトルは前記しきい値範囲外であると判断した場合、前記表示を出力するよう適用されること、
を特徴とするもの。

7. 請求項4または請求5で請求された心臓モニタリング装置において、前記基準入力手段は、少なくとも一の既知の心臓の状態(heart condition)を表す、少なくとも一の異常な前記基準心電計信号を入力するよう適用され、前記神経ネットワーク手段は、n次元のベクトルが前記異常な基準ベクトルの所定範囲内にあるかどうかを判断するとともに、前記神経ネットワーク手段が前記n次元ベクトルは前記所定範囲内にあると判断した場合、前記表示を出力するよう適用されること、
を特徴とするもの。

8. 請求項1で請求された心臓モニタリング装置であって、前記記憶手段に対

する前記 n 次元の量を定義する前記基準ベクトルの複数の m を入力するベクトル入力手段、を備えたこと、
を特徴とするもの。

9. 前述のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング装置において、前記前処理手段は、前記心電計信号の各パルスの形状の重要な特徴を抽出するため特徴抽出を行うとともに、前記複数の n の値を生成するため、前記特徴を使用するよう適用されること、
を特徴とするもの。

10. 請求項 9 で請求された心臓モニタリング装置において、前記前処理手段は、前記心電計信号中のピークを識別するとともに、前記複数の n の値を生成するため、前記ピーク値を測定するよう適用されること、
を特徴とするもの。

11. 請求項 9 で請求された心臓モニタリング装置において、前記前処理手段は、ピーク間の途中にある点 (points midway) を識別するとともに、前記値を前記複数の n の値に含ませるため、前述の点における前記心電計信号の値を測定するよう適用されること、 を特徴とするもの。

12. 請求項 11 で請求された心臓モニタリング装置において、前記前処理手段は、前記心電計信号中の P、Q、R、S および T ピークを識別し、P および Q ピーク間ならびに S および T ピーク間の途中の点を識別するとともに、前記複数の n の値を生成するため、前記識別されたピークならびに前記点における前記信号の値を用いるよう適用されること、
を特徴とするもの。

13. 請求項 1 から請求項 8 のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング装置において、前記前処理手段は、前記心電計信号の各パルスの変形を実行

するよう適用されること、
を特徴とするもの。

14. 請求項13で請求された心臓モニタリング装置において、前記前処理手段は、前記心電計信号の各パルスのフーリエ変換および／またはウェーブレット変換を実行するよう適用されること、
を特徴とするもの。

15. 前述のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング装置において、前記神経ネットワーク手段は、各次元について、前記基準ベクトルと前記n次元ベクトル間の差を決定することにより、前記比較ならびに前記決定を実行し、各次元の差を加算するとともに、前記加算の和としきい値の差の値を比較するよう適用されること、
を特徴とするもの。

16. 請求項1から請求項14のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング装置において、前記神経ネットワーク手段は、前記n次元ベクトルを前記n次元値内にマッピングし、ピタゴラスの定理によってこれらの差を計算するとともに、前記差と少なくとも一のしきい値の差と比較するよう適用されること、
を特徴とするもの。

17. 前述のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング装置であって、前記心電計信号から特有の不規則な心拍を除去するフィルター手段を備えたこと、
を特徴とするもの。

18. 請求項17で請求された心臓モニタリング装置であって、前記固有の不規則な心拍の発生を表示する表示手段を備えたこと、

を特徴とするもの。

19. 請求項17または請求項18で請求された心臓モニタリング装置において、前記フィルター手段が、ハイパスフィルター、を備えたこと、
を特徴とするもの。

20. 請求項18で請求された心臓モニタリング装置であって、前記表示手段が、ローパスフィルター、を備えたこと、
を特徴とするもの。

21. 請求項17から請求項20のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング装置において、前記フィルター手段により固有の不規則な心拍を除去した後の、前記心電計信号の複数のパルスまたは前記複数の n の値、を平均化する平均化手段、を備えたこと、
を特徴とするもの。

22. 請求項17または請求項18で請求された心臓モニタリング装置において、前記記憶手段は、前記固有の不規則な心拍に関する n 次元基準ベクトルの第一のセット、および、正常な心拍をモニタするための n 次元基準ベクトルの第二のセットを記憶し、

前記神経ネットワーク手段は、前記固有の不規則な心拍を識別するため、モニターフェーズ中に、まず、前記 n 次元ベクトルと前記記憶された基準ベクトルの第一セットを比較し、次に、前記固有の不規則な心拍を除く正常な心拍から生成された n 次元ベクトルと、前記 n 次元基準ベクトルの第二のセットを比較するとともに、前記正常な心拍から生成された n 次元ベクトルが前記 n 次元基準ベクトルの第二セット値範囲内またはそれを超えると判断された場合、前記 n 次元ベクトル前記表示を出力するよう適用されること、
を特徴とするもの。

23. 請求項22で請求された心臓モニタリング装置において、前記神経ネットワーク手段は、前記固有の不規則な心拍から生成された n 次元ベクトルが、前記基準ベクトルの第一セットの前記しきい値の範囲内またはそれを超えると判断された場合、前記固有の不規則な心拍が発生したことの表示を出力するように適用されること、
を特徴とするもの。

24. 請求項23で請求された心臓モニタリング装置であって、前記固有の不規則な心拍が発生したことの表示に応じ、前記心電計の複数のパルス、または、複数の正常な心拍に関する前記複数の n の値を平均化する平均化手段、を備えたこと、
を特徴とするもの。

25. 請求項24で請求された心臓モニタリング装置であって、平均化された前記複数の値を、平均値により減じるとともに、標準偏差で除することにより、標準化する標準化手段、を備えたこと、
を特徴とするもの。

26. 前述のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング装置であって、前記神経ネットワーク手段による前記表示の出力に応じ、警報を生成する警報生成手段、を備えたこと、
を特徴とするもの。

27. 前述のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング装置であって、前記神経ネットワーク手段によって出力された前記表示に応じ、ある時間にわたって、前記心電計信号、および／または、前記複数の値、を記憶するデータ記憶手段を備えたこと、
を特徴とするもの。

28. 請求項1から請求項25のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング装置であって、心臓ストレスを表示させるため、前記神経ネットワーク手により出力された前記表示をさらに処理する後処理手段、を備えたものにおいて、

前記出力表示は、心臓の動作(heart operation)に関する追加データとともに、エラーベクトル、を備えたこと、
を特徴とするもの。

29. 請求項28で請求された心臓モニタリング装置であって、心拍数、心拍数変動(heart rate vibration)、異所性収縮(ectopic beats)のような固有の不規則な心拍の発生率、ならびに、前記SとTピーク間の途中にある前記心電計信号の値と、前記PとQピーク間の途中にある前記心電計信号の値間の差、の少なくとも一つを含む前記追加データを供給する手段、を備えたこと、
を特徴とするもの。

30. 請求項28または請求29で請求された心臓モニタリング装置であって、前記後処理手段は、神経ネットワーク手段、を備えたこと、
を特徴とするもの。

31. 請求項30で請求された心臓モニタリング装置において、前記神経ネットワーク手段は、多層構造の知覚手段(multi-layered perception)、を備えたこと、
を特徴とするもの。

32. 前述のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング装置において、前記入力手段は、前記前処理手段に入力する前記心電計信号をデジタル化するデジタル化手段、を備えたこと、
を特徴とするもの。

33. 前述のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング装置において、

前記入力手段は、前記患者から前記心電計信号を得るための検出手段、を備え、
前記装置は、前記神経ネットワーク手段から前記表示を信号として出力する出
力手段、を備えたこと、
を特徴とするもの。

34. 請求項33で請求された心臓モニタリング装置において、前記検出手段
および前記出力手段は、互いに離れており、前記装置は、その間で空中通信す
る (airborne communication) 通信手段、を備えたこと、
を特徴とするもの。

35. 請求項34で請求された心臓モニタリング装置において、前記検出手段
は、前記患者の胸部に取り付けるよう構成されたポータブルハウジング内に設
けられ、前記ポータブルハウジングは、前記出力手段に対し、信号を送信する
送信手段を備え、前記出力手段は、ベースステーションに設けられ、前記ベ
ースステーションは、前記送信信号を受信するための受信手段を備えたこと、
を特徴とするもの。

36. 請求項34で請求された心臓モニタリング装置において、前記検出手段
は、前記患者の胸部へ取り付けるための電極を備え、前記装置は、前記患者に
より運ばれるポータブルハウジングを備え、前記ポータブルハウジングは、前
記電極からの信号を受信するとともに、前記出力手段に信号を送信するための
送信手段を備え、前記電極は、線によって前記ハウジングに接続されており、
前記出力手段は、ベースステーション内に設けられ、前記ベースステーション
は、前記送信信号を受信する受信機を備えたこと、
を特徴とするもの。

37. 請求項35または請求36で請求された心臓モニタリング装置において、
前記送信手段および受信手段は、前記心電計信号をそれぞれ、送信し、受信す
るよう構成され、前記ベースステーションは、前記前処理手段および前記神経

ネットワーク手段、を備えたこと、
を特徴とするもの。

38. 請求項35または請求36で請求された心臓モニタリング装置において、
前記ポータブルハウジングは、前記前処理手段および前記神経ネットワーク手
段、を備え、前記送信および受信手段は、前記n次元ベクトルと前記基準ベク
トルの近似性を示す信号を、それぞれ、送信し、受信するよう構成されること、
を特徴とするもの。

39. 前述のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング装置であって、
前記神経ネットワーク手段により出力された前記表示に応じ、所定時間中、前
記心電計信号または前記複数のnの値を記憶する記憶手段、を備えたこと、
を特徴とするもの。

40. 請求項3で請求された心臓モニタリング装置において、学習フェーズ中
に、前記神経ネットワーク手段は、n次元の異常値を定義する複数の異常な基
準ベクトルを生成するため、特定の心臓の状態を表す心電計信号の特徴を表す
第二の複数の基準値を受け取り、モニターフェーズ中に、前記n次元ベクトル
が、前記異常な基準ベクトルの所定範囲内にあるかどうかを判断するため、前
記n次元ベクトルと前記複数の異常基準ベクトルを比較するよう適用され、
前記装置は、前記神経ネットワーク手段により、前記n次元のベクトルが、
前記異常な基準ベクトルの前記所定範囲内にあると判断された場合に、前記患
者が前記特定の心臓の状態を有することを示す警告を生成するため、前記神経
ネットワーク手段により出力された前記表示に応答する心臓状態警告 (heart
condition warning) 手段を備えたこと、
を特徴とするもの。

41. 心臓モニタリング方法であって、
モニターフェーズ中に、患者から心電計信号を受け取るステップ、

ノイズを抑制し、前記心電計信号の形状を表す複数の n の値を得るため、前記心電計信号の各パルスの形状を分析するために前記心電計信号を処理するステップ、

前記複数の n の値から n 次元ベクトルを生成するステップ、

前記 n 次元のベクトルと、前記 n 次元の値に対する前記 n 次元ベクトルの近似性を決定するために n 次元の値を定義する前記記憶された n 次元基準ベクトルの複数の m を比較するステップ、および、

前記 n 次元ベクトルが、前記 n 次元基準ベクトルのしきい値範囲内またはそれを超えた場合に、信号を出力するステップ、を備えたこと、
を特徴とするもの。

4.2. 請求項4.1で請求された心臓モニタリング方法において、前記 n 次元ベクトルは、 n 次元のKohonen特徴マップを定義すること、
を特徴とするもの。

4.3. 請求項4.1または請求項4.2で請求された心臓モニタリング方法であって、学習フェーズ中に、
基準心電計信号の各パルスの形状を表す複数の基準値を受け取るステップ、
基準ベクトルの前記複数の m を有する n 次元の量(n dimensional volume)を生成するステップ、および
前記基準ベクトルを記憶するステップ、を備えたこと、
を特徴とするもの。

4.4. 請求項4.3で請求された心臓モニタリング方法であって、
前記学習フェーズ中に、前記患者から前記心電計信号を受け取るステップ、
前記モニタリングフェーズ中に、前記 n 次元ベクトルが、前記基準ベクトルのしきい値外にあるかどうかを判断するステップ、および
前記 n 次元ベクトルが前記しきい値の範囲外にある場合に、前記信号を出力するステップ、を備えたこと、

を特徴とするもの。

45. 請求項43で請求された心臓モニタリング方法であって、

前記学習フェーズ中に、心臓の動作正常範囲を表す前記基準心電計信号を受け取るステップ、

前記複数の基準値を生成するため、前記基準心電計信号を処理するステップ、および

前記モニタリングフェーズ中に、前記n次元ベクトルが、前記基準ベクトルの前記しきい値の範囲外にあるどうかを判断するステップ、ならびに、

前記n次元ベクトルが前記しきい値の範囲外にあると判断された場合に前記信号を出力するステップ、を備えたこと、

を特徴とするもの。

46. 請求項44または請求項45で請求された心臓モニタリング方法であって、

前記学習フェーズ中に、少なくとも一の既知の心臓の状態を表す、少なくとも一の異常な前記基準心電計信号を入力するステップ、

前記モニタリングフェーズ中に、n次元のベクトルが前記異常な基準ベクトルの所定範囲内にあるかどうかを判断するステップ、および

前記n次元ベクトルが前記所定範囲内にあると判断した場合に、前記信号を出力するステップ、を備えたこと、

を特徴とするもの。

47. 請求項41で請求された心臓モニタリング方法であって、前記n次元を定義する基準ベクトルの前記複数のmを入力し、記憶するステップ、を備えたこと、

を特徴とするもの。

48. 請求項41から請求項47のいずれかの請求項で請求された心臓モニタ

リング装置において、前記前処理ステップは、前記心電計信号の各パルスの形状の重要な特徴を抽出するとともに、前記抽出された特徴から前記複数の n の値を得るステップ、を備えたこと、
を特徴とするもの。

49. 請求項48で請求された心臓モニタリング方法において、前記前処理ステップは、前記心電計信号中のピークを識別するとともに、前記複数の n の値を生成するため、前記ピーク値を測定するステップ、を備えたこと、
を特徴とするもの。

50. 請求項49で請求された心臓モニタリング方法において、前記前処理ステップは、ピーク間の途中の点を識別するとともに、前記値を前記複数の n の値に含ませるため、前述の点における前記心電計信号の値を測定するステップ、を備えたこと
を特徴とするもの。

51. 請求項50で請求された心臓モニタリング方法において、前記前処理ステップは、前記心電計信号中のP、Q、R、SおよびTピークを識別し、PおよびQピーク間ならびにSおよびTピーク間の途中の点を識別するとともに、前記複数の n の値を生成するため、前記識別されたピークならびに前記点における前記信号の値を用いるステップ、を備えたこと、
を特徴とするもの。

52. 請求項41から請求項48のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング方法において、前記前処理ステップは、前記心電計信号の各パルスの変形を実行するステップ、を備えたこと、
を特徴とするもの。

53. 請求項52で請求された心臓モニタリング装置において、前記前処理手

段は、前記心電計信号の各パルスのフーリエ変換および／またはウェーブレット変換を実行するよう適用されること、
を特徴とするもの。

54. 請求項41から請求項53のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング方法において、前記比較ステップは、前記基準ベクトルと各次元の前記n次元ベクトル間の差を決定し、各次元の差を加算するとともに、前記加算の和としきい差の値を比較するステップ、を備えたこと、
を特徴とするもの。

55. 請求項41から請求項53のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング方法において、前記比較ステップは、前記n次元ベクトルを前記n次元値内にマッピングし、ピタゴラスの定理によってこれらの差を計算するとともに、前記差と少なくとも一のしきい値の差と比較するステップ、を備えたこと、
を特徴とするもの。

56. 請求項41から請求項55のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング方法であって、前記心電計信号から固有の不規則な心拍を除去するステップ、を備えたこと、
を特徴とするもの。

57. 請求項56で請求された心臓モニタリング方法であって、前記固有の不規則な心拍の発生を表示するステップ、を備えたこと、
を特徴とするもの。

58. 請求項56または請求項57で請求された心臓モニタリング方法であって、前記固有の不規則な心拍を除去した後の、前記心電計信号の複数のパルスまたは前記複数のnの値、を平均化する平均化ステップ、を備えたこと、
を特徴とするもの。

59. 請求項56または請求57で請求された心臓モニタリング方法であって、前記学習フェーズ中に、前記固有の不規則な心拍に関する n 次元基準ベクトルの第一のセット、および、正常な心拍をモニタするための n 次元基準ベクトルの第二のセットを記憶するステップを備え、

前記比較ステップは、前記固有の不規則な心拍を識別するため、まず、前記 n 次元ベクトルと前記記憶された基準ベクトルの第一セットを比較し、次に、前記固有の不規則な心拍を除く正常な心拍から生成された n 次元ベクトルと前記 n 次元基準ベクトルの第二のセットを比較するステップを備え、さらに、前記出力ステップは、前記正常な心拍から生成された n 次元ベクトルが前記 n 次元基準ベクトルの第二セット値範囲内またはそれを超えると判断された場合、前記信号を出力するステップ、を備えたこと、

を特徴とするもの。

60. 請求項59で請求された心臓モニタリング方法において、前記出力ステップは、前記固有の不規則な心拍から生成された n 次元ベクトルが、前記基準ベクトルの第一セットの前記しきい値の範囲内またはそれを超えると判断された場合、前記固有の不規則な心拍が発生したことを表す信号を出力するステップ、を備えたこと、

を特徴とするもの。

61. 請求項60で請求された心臓モニタリング方法であって、前記心電計の複数のパルス、または、複数の正常な心拍に関する前記複数の n の値を平均化する平均化ステップ、を備えたこと、

を特徴とするもの。

62. 請求項61で請求された心臓モニタリング装置であって、平均化された前記複数の値を、平均値により減じるとともに、標準偏差で除することにより、標準化する標準化ステップ、を備えたこと、

を特徴とするもの。

6 3. 請求項 4 1 から請求項 6 2 のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング方法であって、前記出力信号に応じて警報を生成するステップ、を備えたこと、

を特徴とするもの。

6 4. 請求項 4 1 から請求項 6 3 のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング方法であって、前記出力信号に応じ、ある時間にわたって、前記心電計信号、および／または、前記複数の値、を記憶するステップ、を備えたこと、

を特徴とするもの。

6 5. 請求項 4 1 から請求項 6 2 のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング方法であって、心臓ストレスを表示させるため、前記出力信号をさらに処理する後処理するステップを備えたものにおいて、

前記出力信号は、心臓の動作 (heart operation) に関する追加データとともにエラーベクトル、を備えたこと、

を特徴とするもの。

6 6. 請求項 6 5 で請求された心臓モニタリング方法であって、心拍数、心拍数変動、異所性収縮のような特有の不規則な心拍の発生率、ならびに、前記 S と T ピーク間の途中にある前記心電計信号の値と、前記 P と Q ピーク間の途中にある前記心電計信号の値間の差、の少なくとも一つを含む前記追加データを供給するステップ、を備えたこと、

を特徴とするもの。

6 7. 請求項 6 2 または請求 6 6 で請求された心臓モニタリング方法において、前記後処理ステップは、多層構造の知覚手段のような神経ネットワークによって実行されること、

を特徴とするもの。

68. 請求項41から請求項67のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング方法であって、前記前処理の前に前記心電計信号をデジタル化するデジタル化ステップ、を備えたこと、
を特徴とするもの。

69. 請求項41から請求項68のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング方法において、前記受信ステップは、一の場所で実行され、前記出力ステップは、前記第一の場所から離れた第二の場所で実行され、当該方法は、前記二つの場所間で空中通信を提供するステップ、を備えたこと、
を特徴とするもの。

70. 請求項69で請求された心臓モニタリング方法において、前記心電計信号は、患者に取り付けられたポータブルユニットによって得られ、前記出力信号は、前記ポータブルユニットから離れたベースステーションにおいて与えられること、
を特徴とするもの。

71. 請求項70で請求された心臓モニタリング方法において、前記心電計信号は、前記前処理ステップ、生成ステップ、比較ステップおよび出力ステップ、が行われる前記ベースステーションに送信されること、
を特徴とするもの。

72. 請求項70で請求された心臓モニタリング方法において、前記取得ならびに前処理ステップは、前記ポータブルユニットにおいて行われ、前記複数のnの値は、前記ベースステーションに送信されること、
を特徴とするもの。

73. 請求項41から請求項72のいずれかの請求項で請求された心臓モニタリング方法であって、前記出力信号に応じ、所定時間、前記心電計信号ならびに前記複数の値を記憶するステップ、を備えたこと、

を特徴とするもの。

74. 請求項43で請求された心臓モニタリング方法において、学習フェーズ中に、特定の心臓の状態を表す心電計信号の特徴を表す第二の複数の基準値を受け取るステップ、ならびに、 n 次元の異常な値を定義する複数の異常な基準ベクトルを生成するステップ、

モニターフェーズ中に、前記 n 次元ベクトルが、前記異常な基準ベクトルの所定範囲内にあるかどうかを判断するため、前記 n 次元ベクトルと前記複数の異常基準ベクトルを比較するステップ、ならびに、前記 n 次元のベクトルが、前記異常な基準ベクトルの前記所定範囲内にあると判断された場合に、前記患者が前記特定の心臓の状態を有することを示す警告を生成するステップ、を備えたこと、

を特徴とするもの。